

**UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA**

Faculdade de Ciências e Tecnologia

DEMI

O esforço, o conforto e a vibração no sistema mão-braço, associados à utilização  
de luvas anti-vibratórias

**Rute Maria Bernardo Jorge Milho**

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e  
Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção  
do grau de Mestre em Engenharia e Gestão Industrial.

**Orientador Científico: Professor Doutor José Martin Miquel Cabeças**

Lisboa

2009

## **Agradecimentos**

Ao longo da realização desta dissertação muitos os intervenientes que tiveram um papel preponderante para que ela se tornasse uma realidade. Desta forma, gostaria de salientar o contributo de alguns deles.

Em primeiro lugar, ao meu orientador, Prof. José Miquel Cabeças, do Departamento de Engenharia e Gestão Industrial (DEMI) do qual sou aluna, pela forma empenhada, activa e profissional como sempre conduziu esta investigação; pelas suas competências científicas mais uma vez evidenciadas; pelo seu incentivo, total disponibilidade e prontidão na ajuda à resolução dos problemas que foram surgindo.

Ao Prof. António Pinho Ramos, do Departamento de Engenharia Civil (DEC), pela sua simpatia e tolerância com que nos acolheu no seu departamento; pela sua ajuda e pelas suas indicações na forma como se deveria proceder para que alguns dos ensaios experimentais pudessem ser realizados num espaço que era pertença deste departamento, permitindo assim a existência de uma cooperação entre estes dois departamentos.

Ao Sr. António Campos e ao Sr. Paulo Magalhães, funcionários do Laboratório de Tecnologia Mecânica do DEMI pela sua disponibilidade na construção de uma peça, mais concretamente um adaptador, que se revelou bastante importante na medição de valores durante os ensaios experimentais.

Uma palavra muito especial a todos os meus amigos e colegas que voluntariamente dispuseram muito do seu tempo, para serem os operadores deste estudo, participando activamente nos diversos ensaios experimentais. Não existe palavras para descrever a boa disposição que trouxeram, mas sem nunca porem em causa a seriedade que era exigida, proporcionando assim momentos de trabalho muito agradáveis. Penso que bem evidencia o espírito de entreajuda, que tão bem caracteriza e que traduz o bom ambiente, com o qual, felizmente, sempre convivi durante os anos que estive na Faculdade.

Por último, aos meus amigos e familiares que sempre me incentivaram e que me fizeram acreditar que seria possível chegar ao fim.

A todos aqueles aqui citados, e a outros, que mais directa ou indirectamente também me ajudaram a finalizar esta dissertação o meu muito e sincero obrigada.

## Sumário

O âmbito desta dissertação centra-se na temática da utilização de luvas anti-vibratórias em contexto simulado de trabalho, nomeadamente na realização de tarefas que envolvem o manuseamento de duas ferramentas manuais eléctricas (cortador e martelo perfurador).

A nível industrial, torna-se importante avaliar o impacto da utilização de luvas anti-vibratórias ao nível do esforço, da vibração transmitida ao sistema mão-braço (HAS) e também do conforto percebido pelos operadores. Para tal, realizaram-se dois estudos com protocolos experimentais distintos: o estudo piloto e o estudo principal.

No primeiro estudo foi medida a aceleração da vibração emitida pelas ferramentas de acordo com a Norma ISO 5349-1 (2001). No segundo estudo, averiguou-se a vibração efectivamente transmitida ao HAS e o esforço realizado por quatro músculos do antebraço (*Flexor Digitorum Superficialis* (FDS), *Flexor Carpi Ulnaris* (FCU), *Extensor Carpi Ulnaris* (ECU) e *Extensor Carpi Radialis Longus* (ECRL)), através da técnica da electromiografia de superfície (sEMG). Solicitou-se ainda aos operadores, o preenchimento de um questionário de forma a registar a sua percepção acerca de um conjunto de variáveis, incluindo o nível de conforto percebido.

Quando não foram utilizadas luvas anti-vibratórias, verificou-se uma tendência que evidencia um aumento ( $\approx 2\text{-}9\%$  MVE) do esforço nos músculos flexores (FDS e FCU), e uma diminuição ( $\approx 1\text{-}10\%$  MVE) do esforço num dos músculos extensores (ECU). Por outro lado, a vibração transmitida ao HAS com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias não é estatisticamente significativa, sendo que a luva que provocou um maior amortecimento das vibrações variava de operador para operador e de tarefa para tarefa. Relativamente ao conforto, os operadores preferiram trabalhar com luvas anti-vibratórias.

## Abstract

The scope of this dissertation is on the use of anti-vibration gloves in simulated work environment, particularly in tasks involving the handling of two hand-held power tools (Multi-Cutter and Percussion Drill).

From an industrial perspective, it is important to assess the impact of the use of anti-vibration gloves on the level of effort, on the vibration transmitted to the hand-arm system (HAS) and also in the comfort perceived by operators. Therefore, two studies with different experimental protocols were conducted: the pivot and the main study.

For the first study, the vibration emitted by the tools was measured according to ISO 5349-1 (2001). Concerning the second study, the vibration transmitted to HAS was measure in the wrist of operators, as well as the contraction level at four forearm muscles (*Flexor Digitorum Superficialis* (FDS), *Flexor Carpi Ulnaris* (FCU), *Extensor Carpi Ulnaris* (ECU) and *Extensor Carpi Radialis Longus* (ECRL)) by using the technique surface electromyography (sEMG). It was also requested to the operators to fill out a questionnaire so that they could express their perception of some variables including the level of comfort perceived.

When anti-vibration gloves are not in use, it was observed the existence of a trend showing an increase ( $\approx 2\text{-}9\%$  MVE) of the effort in the flexor muscles (FDS and FCU), and a decrease ( $\approx 1\text{-}10\%$  MVE) of the effort in one of the extensor muscles (ECU). On the other hand, the vibration transmitted to HAS was not statistically different when the operators use gloves or when they did not use. The type of glove that promoted a highest vibration damping depended from operator to operator and from task to task. Concerning the comfort perception, the operators preferred to work with anti-vibration gloves.

## Lista de Abreviaturas

De seguida apresentam-se algumas abreviaturas que serão utilizadas no decorrer deste trabalho, sendo descrito o seu significado em português e inglês. Algumas abreviaturas utilizadas podem ter uma correspondência directa com a língua inglesa e outras com a língua portuguesa, não por uma questão de incoerência mas para permitir uma melhor associação com a literatura nacional e internacional e consequentemente, tornar mais intuitiva para o leitor a interpretação do seu significado.

	<b>Inglês</b>	<b>Português</b>
APDF	The amplitude probability distribution function	Função de distribuição da probabilidade de amplitude
ELU	Lateral epicondyle of the humerus	Epicôndilo lateral do Úmero
EMU	Medial epicondyle of the humerus	Epicôndilo medial do Úmero
EMG	Electromyography	Electromiografia
EPI	Personal protective equipment	Equipamento de protecção individual
HAS	Hand-arm system	Sistema mão-braço
IED	Inter-electrode distance	Distância inter-eléctrodos
MMT	Manual Muscle Test System	Sistema de teste manual dos músculos
MVC	Maximal voluntary contraction	Contração voluntária máxima
MVE	Maximal voluntary exertion	Contração eléctrica voluntária máxima
PEC	Ulnar styloid process	Processo estilóide do cúbito
PER	Radial styloid process	Processo estilóide do rádio
RMS	Root mean square	Valor médio eficaz
RVC	Reference voluntary contraction	Contração voluntária de referência
RVE	Reference voluntary exertion	Contração eléctrica voluntária, sub-máxima e de referência
sEMG	Surface electromyography technique	Técnica da electromiografia de superfície
SEMG	Electromyographic signal	Sinal electromiográfico
SENIAM	Surface EMG for non-invasive assessment of muscles	EMG de superfície para uma avaliação não invasiva dos músculos
STC	Carpal Tunnel Syndrome	Síndrome do Túnel Cárpico
VAE	Action limit value	Valor de acção de exposição
VLE	Exposure limit value	Valor limite de exposição
VWF	Vibration white finger	Dedos brancos induzidos por vibração

Para referenciar os quatros músculos que serão alvo de uma análise mais detalhada neste trabalho, também se utilizarão as abreviaturas seguintes:

FDS	<i>Flexor Digitorum Superficialis</i>
FCU	<i>Flexor Carpi Ulnaris</i>
ECRL	<i>Extensor Carpi Radialis Longus</i>
ECU	<i>Extensor Carpi Ulnaris</i>

# Índice de Matérias

<b>Capítulo 1 - Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1. Enquadramento .....	2
1.2. Objectivos da dissertação.....	3
1.3. Metodologia da investigação .....	4
1.4. Estrutura da dissertação .....	5
<b>Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>7</b>
2.1. Vibração transmitida ao sistema mão-braço .....	8
2.1.1. Conceitos Gerais.....	8
2.1.2. Legislação subjacente a esta temática .....	9
2.2. Avaliação da exposição a vibrações transmitidas ao HAS .....	10
2.3. Técnicas para medição da aceleração .....	12
2.4. Valores de vibração declarados pelos fabricantes vs valores reais.....	15
2.5. Efeitos das vibrações na saúde.....	18
2.6. Prevenção.....	22
2.7. Utilização de EPI's como meio de protecção .....	23
2.7.1. Actual papel das luvas anti-vibratórias.....	23
2.7.2. Métodos de avaliação da eficácia das luvas anti-vibratórias e principais limitações.....	24
2.7.3. Os esforços nos músculos do antebraço quando da utilização de luvas como EPI's.....	27
2.8. Métodos para avaliação da carga muscular .....	28
2.9. A técnica da Electromiografia de Superfície .....	30
2.9.1. Enquadramento .....	30
2.9.2. Anatomia e fisiologia de um músculo esquelético .....	31
2.9.3. Processo de contracção muscular .....	34
2.9.4. Origem do sinal electromiográfico .....	36
2.9.5. Eléctrodos de superfície.....	37

2.9.6.	Procedimento de colocação dos eléctrodos .....	41
2.9.7.	Factores que influenciam o SEMG.....	45
2.10.	Normalização dos dados .....	46
2.11.	Métodos de análise para avaliação do risco para fadiga .....	50
2.12.	Músculos do antebraço vs <i>Crosstalk</i> .....	52
2.13.	A actividade dos vários grupos musculares em tarefas que envolvam uma força do tipo apreensão manual .....	54
<b>Capítulo 3 – Metodologia de Investigação.....</b>		<b>55</b>
3.1.	Enquadramento dos estudos realizados e na metodologia de investigação .....	56
3.1.1.	Apresentação introdutória aos estudos realizados .....	56
3.1.2.	Equipamentos, ferramentas e materiais .....	58
3.2.	Estudo piloto: avaliação da aceleração nas ferramentas .....	63
3.2.1.	Caracterização dos operadores .....	63
3.2.2.	Ensaaios em contexto simulado de trabalho.....	64
3.3.	Estudo Principal: avaliação dos esforços no antebraço e vibração transmitida ao HAS durante a utilização de luvas anti-vibratórias .....	65
3.3.1.	Caracterização dos operadores .....	65
3.3.2.	Seleccção dos músculos em análise .....	65
3.3.3.	Colocação dos eléctrodos .....	66
3.3.4.	Ensaaios para normalização do SEMG .....	70
3.3.5.	Ensaaios em contexto simulado de trabalho.....	76
3.3.6.	Tratamento do SEMG.....	79
3.3.7.	Auto-percepção dos operadores.....	79
3.4.	Tratamento estatístico dos dados .....	80
<b>4. Apresentação e Discussão dos Dados Empíricos .....</b>		<b>82</b>
4.1.	Resultados obtidos no estudo piloto .....	83
4.1.1.	Valores de aceleração obtidos para o cortador .....	83
4.1.2.	Valores de aceleração obtidos para o martelo perfurador .....	83
4.1.3.	Comparação dos valores de aceleração das ferramentas declarados pelos fabricantes com os valores obtidos em contexto simulado de trabalho.....	85



4.2.	Resultados obtidos no estudo principal .....	87
4.2.1.	Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo e esforço máximo .....	87
4.2.2.	Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos vários músculos perante as várias situações simuladas.....	88
4.2.3.	Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos vários músculos quando da utilização do cortador e do martelo perfurador.....	102
4.2.4.	Verificação da existência de homogeneidade ao nível do esforço muscular realizado .....	104
4.2.5.	Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos quatro músculos analisados nas mesmas circunstâncias de trabalho.....	106
4.2.6.	Avaliação o risco para fadiga na realização de tarefas em contexto simulado de trabalho. ....	109
4.2.7.	Análise da eficácia das luvas anti-vibratórias.....	112
4.2.8.	Análise comparativa da vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador .....	116
4.2.9.	Verificação da existência de homogeneidade ao nível da vibração transmitida ao HAS.....	116
4.2.10.	Análise comparativa da vibração emitida pela ferramenta e a efectivamente transmitida ao HAS .....	117
4.2.11.	Avaliação da existência de uma relação entre a intensidade do esforço muscular e a vibração transmitida ao HAS .....	120
4.2.12.	Auto-percepção dos operadores em relação à intensidade de esforço muscular .....	122
4.2.13.	Auto-percepção dos operadores em relação à intensidade das vibrações transmitidas ao HAS .....	129
4.2.14.	Conforto percebido pelos operadores em função da intensidade do esforço muscular e das vibrações sentidas pelos mesmos.....	133
<b>Capítulo 5 – Conclusões e Recomendações .....</b>		<b>136</b>
5.1.	Principais conclusões e contribuições.....	137
5.2.	Sugestões para trabalhos futuros.....	140
<b>Referências Bibliográficas .....</b>		<b>141</b>

<b>ANEXOS .....</b>	<b>149</b>
Anexo I: Comparação do esforço realizado pelos operadores, para cada músculo e tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados.....	150
Anexo II: Comparação da vibração transmitida ao HAS dos operadores, para cada tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados.....	166

## Índice de Figuras

Figura 2.1: Caracterização das propriedades da vibração (adaptada de Griffin, 1998(b)).....	9
Figura 2.2: Diagrama com as várias fases para a avaliação da exposição a vibrações (de acordo com a Norma ISO 5349-1 (2001)).....	11
Figura 2.3: Sistema de coordenadas quando a mão aperta uma barra cilíndrica.....	13
Figura 2.4: Dedos brancos induzidos por vibração .....	19
Figura 2.5: Montagem utilizada para testar a transmissibilidade da vibração de luvas de acordo com a Norma ISO 10819 (1996) .....	25
Figura 2.6: Estrutura de um músculo esquelético (adaptada de BIO 301, Human Physiology) .....	31
Figura 2.7: Estrutura de uma fibra (ou célula) muscular (adaptada de Hopkins, (2005)) .....	32
Figura 2.8: Estrutura molecular dos filamentos de actina ( <i>a</i> ), molécula de miosina ( <i>b</i> ) e estrutura molecular dos filamentos de miosina ( <i>c</i> ) (adaptada de Luttmann (1996)).....	33
Figura 2.9: Estrutura de um sarcómero (adaptada de Hopkins, (2005)).....	34
Figura 2.10: Inervação de um músculo (adaptada de Department of Biology, University of Miami) .....	34
Figura 2.11: Processo de formação de pontes cruzadas durante a contracção de um músculo - (a) músculo relaxado; (b) músculo contraído (adaptada de Luttmann, 1996).....	35
Figura 2.12: Processo de contracção muscular.....	36
Figura 2.13: Regime de teste standard para se medir a força máxima, proposto por Cadwell (adaptada de Kroemer e Marras (1980)).....	49
Figura 2.14: Função de distribuição da probabilidade de amplitude – APFD (adaptada de Jonsson (1978)) .....	51
Figura 2.15: Músculos do antebraço (adaptada de (Mogk e Keir., 2003(a))) .....	52
Figura 3.1: Apresentação do estudo piloto .....	56

Figura 3.2: Apresentação do estudo principal .....	57
Figura 3.3: Apresentação das ferramentas manuais eléctricas utilizadas no estudo em questão – (a) cortador multifunções; (b) martelo perfurador.....	60
Figura 3.4: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo FDS (adaptada de (Zipp, 1982)).....	68
Figura 3.5: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo FCU (adaptada de (DiDomenico e Nussbaum, 2008)).....	68
Figura 3.6: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo ECU (adaptada de (Zipp, 1982)).....	69
Figura 3.7: Disposição dos eléctrodos de superfície no antebraço - (a) região anterior; (b) região posterior .....	70
Figura 3.8: Ilustração dos ensaios de esforço sub-máximo – (a) <i>Hand grip</i> de 10kg; (b) Flexão e Desvio Cubital; (c) Extensão e Desvio Cubital; (d) Desvio Radial.....	73
Figura 3.9: Ilustração dos ensaios de esforço máximo – (a) <i>Hand grip</i> ; (b) Flexão; (c) Extensão e Desvio Cubital; (d) Extensão e Desvio Radial.....	75
Figura 3.10: (a) Adaptador para o acelerómetro; (b) adaptador com acelerómetro montado; (c) dimensões do acelerómetro .....	77
Figura 3.11: Realização das tarefas em contexto simulado de trabalho – (a) Tarefa 1 (com cortador); (b) Tarefa 2 (com martelo perfurador).....	77
Figura 3.12: Vista geral do local onde se realizaram as tarefas em contexto simulado de trabalho .....	78
Figura 4.1: Comparação dos valores obtidos em contexto simulado de trabalho com os valores declarados pelos fabricantes e valores ajustados .....	86
Figura 4.2: Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14).....	95

Figura 4.3: Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14).....	97
Figura 4.4: Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14).....	99
Figura 4.5: Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14).....	100
Figura 4.6: Gráficos ilustrativos dos valores totais de vibração transmitida ao HAS (média, P75, máximo, mínimo e P25), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador (n=14) .....	114
Figura 4.7: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor do esforço muscular, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	124
Figura 4.8: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor do esforço muscular, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	126
Figura 4.9: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor do esforço muscular, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, quando a utilização do cortador e do martelo é tratada de forma agregada (n=28) .....	128
Figura 4.10: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	129
Figura 4.11: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor total da vibração	

transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) . 131

Figura 4.12: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, quando a utilização do cortador e do martelo é tratada de forma agregada (n=28) ..... 132

## Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Definição dos eixos ortogonais dos sistemas de coordenadas para a mão. ....	13
Tabela 2.2: Cuidados/recomendações a ter na fixação do acelerómetro quando a pega do equipamento é formada por um material específico.....	14
Tabela 2.3: Exemplos de factores multiplicativos constantes no relatório técnico CEN/TR 15350 (2006) para algumas ferramentas .....	17
Tabela 2.4: Escala numérica proposta no Workshop de Estocolmo para classificação dos vários estados do VWF.....	20
Tabela 2.5: Escala numérica proposta no Workshop de Estocolmo para classificação dos vários estados das lesões neurológicas provocadas por vibrações .....	21
Tabela 2.6: Concentração dos iões mais relevantes no fluído intracelular e intersticial de um músculo (adaptado de Lamb e Hobart (1992) e Luttmann (1996)).....	36
Tabela 2.7: Características dos eléctrodos mais frequentemente encontradas na literatura.....	41
Tabela 2.8: Factores e/ou circunstâncias que afectam a motivação dos operadores e respectivo impacto no desempenho máximo muscular.....	48
Tabela 2.9: Critérios para avaliação do risco para fadiga.....	51
Tabela 2.10: Quadro resumo da localização e região do antebraço onde se situam alguns músculos do antebraço e respectivos movimentos provocatórios .....	53
Tabela 3.1: Alocação dos equipamentos às principais fases existentes nos estudos realizados .....	59
Tabela 3.2: Características técnicas das ferramentas manuais eléctricas .....	60
Tabela 3.3: Características dos eléctrodos utilizados no estudo em questão.....	61
Tabela 3.4: Apresentação das três luvas anti-vibratórias utilizadas no estudo em questão.....	61
Tabela 3.5: Alocação dos materiais às principais fases existentes nos estudos realizados .....	62

Tabela 3.6: Características individuais (idade, peso, altura) os operadores que participaram no estudo piloto (n=5) .....	63
Tabela 3.7: Características individuais (idade, peso, altura) os operadores que participaram no estudo principal (n=14).....	65
Tabela 3.8: Correspondência entre os vários canais do equipamento ME6000 e os vários músculos .....	66
Tabela 3.9: Postura inicial que os operadores devem adoptar para colocação dos eléctrodos.	67
Tabela 3.10: Descrição dos ensaios de esforço sub-máximo .....	72
Tabela 3.11: Ensaio de esforço sub-máximo utilizado para normalização do SEMG captado a partir de cada músculo em análise .....	73
Tabela 3.12: Descrição dos ensaios de esforço máximo .....	74
Tabela 3.13: Ensaio de esforço máximo utilizado para normalização do SEMG captado a partir de cada músculo em análise .....	75
Tabela 3.14: Tempo médio de ensaio para cada situação simulada (n=14) .....	76
Tabela 3.15: Escala de pontuação através da qual os operadores classificaram a sua opinião relativamente a um conjunto de variáveis distintas .....	80
Tabela 4.1: Valores eficazes da aceleração ponderada em frequência e valor total da vibração emitida pelo cortador (n=10) .....	83
Tabela 4.2: Valores eficazes da aceleração ponderada em frequência e valor total da vibração emitida pelo martelo perfurador (n=10) .....	84
Tabela 4.3: Valores de <i>p-level</i> obtidos quando se comparam os valores de aceleração obtidos quando o acelerómetro foi colocado na pega 1 e 2 do martelo perfurador (n=10) .....	84
Tabela 4.4: Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo (em $\mu V$ ), para os vários músculos (n=14) .....	87
Tabela 4.5: Resultados dos ensaios de esforço máximo (em $\mu V$ ), para os vários músculos (n=14) .....	88
Tabela 4.6: Resultados dos ensaios de esforço máximo (em Kg) (n=14) .....	88



Tabela 4.7: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	89
Tabela 4.8: Valores de <i>p-level</i> obtidos quando se compara o esforço muscular realizado, pelo mesmo músculo, em cada um dos quatro cenários simulados, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	90
Tabela 4.9: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14).....	91
Tabela 4.10: Valores de <i>p-level</i> obtidos quando se compara o esforço muscular, realizado pelo mesmo músculo, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	92
Tabela 4.11: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14) .....	103
Tabela 4.12: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14) .....	103
Tabela 4.13: Valores de <i>p-level</i> que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14) .....	104
Tabela 4.14: Valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos para verificação da existência de homogeneidade ao nível do esforço muscular realizado para um mesmo operador aquando do manuseamento de diferentes ferramentas manuais eléctricas (n=14)..	105
Tabela 4.15: Valores de <i>p-level</i> que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado pelos diferentes músculos perante o mesmo cenário simulado, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14).....	107
Tabela 4.16: Valores de <i>p-level</i> que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado pelos diferentes músculos perante o mesmo cenário simulado, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	108

Tabela 4.17: Valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14).....	110
Tabela 4.18: Valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14).....	111
Tabela 4.19: Valores totais de vibração, registados pelo acelerómetro colocado no punho dos operadores, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	112
Tabela 4.20: Valores de <i>p-level</i> obtidos quando se compara os valores totais de vibração transmitida ao HAS nos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador e do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	113
Tabela 4.21: Valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos para verificação da homogeneidade do nível de vibração transmitida ao HAS quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14) .....	116
Tabela 4.22: Comparação dos valores totais de vibração, registados pelo acelerómetro colocado no punho dos operadores, na utilização do cortador e do martelo perfurador (n=14) com os valores totais de vibração registados pelo acelerómetro quando colocado nas pegas das ferramentas (n=10) .....	118
Tabela 4.23: Valores <i>p-level</i> obtidos quando se compara a vibração emitida pelas ferramentas (n=10) e a efectivamente transmitida ao HAS (n=14).....	118
Tabela 4.24: Valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com o nível de esforço de todos os músculos (nos quatro cenários), quando se utiliza o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14).....	121
Tabela 4.25: Valores do coeficiente de correlação de <i>Pearson</i> obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com o nível de esforço de todos os músculos (nos quatro cenários), quando se utiliza o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14) .....	121
Tabela 4.26: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de esforço que sentiram na utilização do cortador (n=14) .....	125
Tabela 4.27: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de esforço que sentiram na utilização do martelo perfurador (n=14)....	127

Tabela 4.28: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de vibrações que sentiram que foram transmitidas ao HAS na utilização do cortador.....	130
Tabela 4.29: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de vibrações que sentiram que foram transmitidas ao HAS, na utilização do martelo perfurador (n=14) .....	131
Tabela 4.30: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de conforto que sentiram na realização das tarefas em contexto simulado de trabalho (n=28) .....	133
Tabela 4.31: Valores de $R^2_{aj}$ obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variável independente o esforço percebidos pelos operadores .....	134
Tabela 4.32: Valores de $R^2_{aj}$ obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variável independente a vibração transmitida ao HAS percebida pelos operadores .....	134
Tabela 4.33: Valores de $R^2_{aj}$ obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variáveis independentes o esforço e a vibração transmitida ao HAS percebidas pelos operadores.....	135

# Capítulo 1

---

## Introdução

## 1. Introdução

### 1.1. Enquadramento

A exposição à vibração transmitida ao HAS é um assunto que tem vindo a assumir uma certa importância uma vez que representa um risco para a saúde ocupacional dos operadores (podendo ser causadora de lesões neurológicas, vasculares e músculo-esqueléticas), razão pela qual deve ser controlada e avaliada. Em 2001, o síndrome de *Raynaud* (lesão vascular), aparece em quinto lugar na lista de doenças ocupacionais mais comuns a nível europeu (taxa de incidência de 3,6 em cada 100000 trabalhadores) (Karjalainen e Niederlander, 2004). O risco pode ser originado por uma exposição prolongada ou repetida à vibração (Edwards e Holt, 2006).

Um estudo realizado pela European Commission (2004) indicou que 17% dos trabalhadores europeus estão expostos a vibração, pelo menos, em metade do seu dia de trabalho. Por outro lado, estatísticas da *Eurostat*, indicaram que em Portugal existem cerca de 33% de operadores que estão expostos a vibração, no mínimo, um quarto do dia de trabalho (European Agency for Safety and Health at Work, 2008). Contudo, a distribuição de operadores sujeitos a vibrações não é uniforme para todos os sectores de actividade. O sector da construção é o mais afectado, seguindo-se o da indústria transformadora e extractiva, agricultura e pesca, electricidade e gás e electricidade e ainda o sector de transportes e armazenagem (European Agency for Safety and Health at Work, 2008). As principais fontes emissoras de vibração podem ser máquinas móveis e estáticas ou ferramentas manuais (Edwards e Holt, 2006; European Agency for Safety and Health at Work, 2008).

Nos últimos anos a legislação subjacente a esta temática (consultar parágrafo 2.1.2 para maior detalhe) teve grandes desenvolvimentos, obrigando as entidades empregadoras a cumprirem requisitos legais (por exemplo, ao nível dos valores limites de exposição) cada vez mais exigentes.

Assim, o ideal seria eliminar ou reduzir a vibração na fonte, o que nem sempre é possível devido às características das próprias máquinas e ferramentas (a substituição por outras mais sofisticadas poderia ser solução, embora, por vezes inviável sob o ponto de vista económico),

pelo que se torna importante perceber qual a eficácia dos equipamentos de protecção individual (EPI's) existentes, nomeadamente de luvas anti-vibratórias.

Na revisão bibliográfica efectuada, poucos estudos se têm focado na temática das luvas anti-vibratórias, principalmente ao nível das vantagens e desvantagens que estas podem trazer, nomeadamente no que respeita ao esforço que se tem que exercer nos músculos do antebraço.

Deste modo, todo este panorama motivou a elaboração desta dissertação, no sentido de se chegar a algumas conclusões que possam ser vistas como contributos importantes nesta área.

## **1.2. Objectivos da dissertação**

O ponto de partida comum a qualquer tipo de investigação consiste na definição dos objectivos.

Assim, de seguida, apresentam-se os objectivos que estiveram na base desta investigação, esperando-se que no final, se obtenham respostas, nem que sejam apenas parcialmente, a cada um deles:

1. Verificar se o valor das vibrações emitidas pelas ferramentas manuais eléctricas em contexto simulado de trabalho, coincide com o valor declarado pelos fabricantes;
2. Perceber qual o comportamento das vibrações emitidas pela ferramenta relativamente à sua transmissão para o HAS dos operadores;
3. Verificar o impacto da utilização de luvas anti-vibratórias no esforço exercido em músculos da região do antebraço e na vibração transmitida ao HAS;
4. Perceber quais os músculos do antebraço mais activados nas tarefas em contexto simulado de trabalho (apreensão de ferramentas eléctricas);
5. Identificar diferenças ao nível da contracção muscular e da vibração transmitida ao HAS quando se manipulam diferentes ferramentas com especial utilização no sector da construção;
6. Avaliar o risco para o aparecimento de fadiga nos músculos da região do antebraço na realização de actividades dinâmicas frequentemente associadas à indústria da construção;

7. Analisar a auto-percepção dos operadores relativamente ao esforço por estes realizados e à transmissão da vibração para o HAS;
8. Perceber se o esforço realizado e se a vibração transmitida para o HAS podem ser vistos como variáveis capazes de explicar o conforto percebido pelos operadores.

Relevância para a indústria: Nas últimas duas décadas, tem aumentado a pressão, junto das organizações, para que estas reduzam a exposição ocupacional às vibrações transmitidas ao HAS (Griffin, 1998(a)). Assim, a utilização de luvas anti-vibratórias encontra-se difundida nas empresas em que existe a necessidade dos operadores manipularem ferramentas emissoras de vibração para o HAS. É importante compreender qual o impacto efectivo no operador, em contexto simulado de trabalho, em termos de:

- i. Esforço e/ou fadiga na região do antebraço;
- ii. Amortecimento de vibrações transmitida ao HAS;
- iii. Percepção do conforto pelo operador.

### **1.3. Metodologia da investigação**

Inicialmente, foi realizada uma revisão bibliográfica, na tentativa de identificar e perceber possíveis procedimentos a adoptar e boas práticas na temática em estudo, para que os objectivos definidos anteriormente sejam alcançados.

Paralelamente, seleccionaram-se duas ferramentas manuais eléctricas (um cortador e um martelo perfurador) e três pares de luvas anti-vibratórias, fundamentais ao estudo experimental.

A metodologia que se seguiu na parte experimental desta investigação será descrita pormenorizadamente no capítulo 3. Contudo, para que o leitor fique com uma ideia geral do procedimento adoptado, pensa-se que será oportuno, nesta fase introdutória, apresentar de uma forma sintética o modo como os ensaios experimentais foram conduzidos.

Deste modo, podem agrupar-se os ensaios em dois grandes grupos, dando origem a dois estudos distintos:

- Estudo piloto, cujo único objectivo consistia em determinar a vibração emitida pelas ferramentas manuais eléctricas (através da medição da aceleração na pega das ferramentas);
- Estudo principal, que como o próprio nome indica, é nele que se concentram a maioria dos ensaios experimentais. Através destes ensaios, espera-se obter resultados do esforço exercido por quatro músculos (escolhidos previamente) situados na região do antebraço (recorrendo-se à sEMG), da vibração transmitida ao HAS (através da medição da aceleração no punho dos operadores) e avaliar a auto-percepção dos operadores relativamente a um conjunto de variáveis operacionais seleccionadas (através da resposta a um questionário).

Após a realização dos ensaios, os dados recolhidos foram analisados e tratados estatisticamente para se poder, posteriormente, retirar conclusões relevantes e propor indicações e sugestões para trabalhos futuros.

#### **1.4. Estrutura da dissertação**

A dissertação está organizada em cinco capítulos, os quais se descrevem de seguida.

- Capítulo 1: Introdução

No capítulo 1 é feito o enquadramento do tema, justificando o tema escolhido para elaboração deste projecto, tentando influenciar o leitor e despertar o sentido pela descoberta e o interesse pela temática abordada. É ainda neste capítulo, que se apresentam os objectivos que se esperam alcançar, descrevendo-se de uma forma muito sintética a metodologia utilizada para esse fim. O capítulo termina com a apresentação da estrutura da dissertação.

- Capítulo 2: Revisão Bibliográfica

Como o próprio nome indica, é no capítulo 2 que é apresentado o estado da arte relativo aos assuntos que têm relevância para o desenvolvimento deste trabalho, entre os quais se destacam a vibração transmitida ao HAS, a utilização de luvas anti-vibratórias e métodos para avaliação do esforço muscular a carga muscular nos quais se inclui a sEMG.



- Capítulo 3: Metodologia de Investigação

Neste capítulo procede-se à descrição dos equipamentos, ferramentas e materiais utilizados nos ensaios experimentais. Os protocolos que serviram de base para a condução dos dois estudos realizados (o piloto e o principal) são descritos exhaustivamente neste capítulo.

- Capítulo 4: Apresentação e Discussão dos Dados Empíricos

O capítulo 4 é destinado à apresentação e tratamento dos dados empíricos. É neste capítulo que são descritas as análises efectuadas e que dão origem às conclusões obtidas e que farão parte do conteúdo do próximo capítulo.

- Capítulo 5: Conclusões e Recomendações

Para finalizar, no capítulo 5 são apresentadas as conclusões finais relativas ao estudo realizado no âmbito desta dissertação e elaboradas sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros nesta área de investigação.

# Capítulo 2

Three horizontal bars of increasing length and decreasing opacity (dark gray, medium gray, light gray) extending from the left margin.

## Revisão Bibliográfica

## **2. Revisão Bibliográfica**

### **2.1. Vibração transmitida ao sistema mão-braço**

#### **2.1.1. Conceitos Gerais**

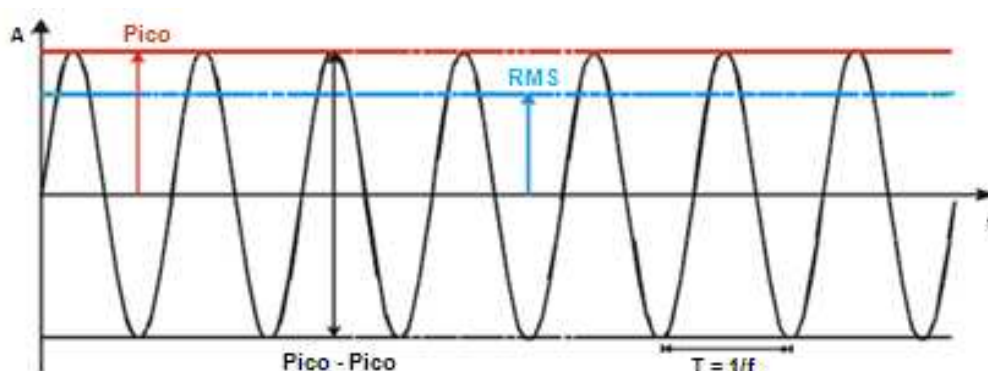
Ao longo de toda esta dissertação, a vibração transmitida ao HAS será repetidamente mencionada, pelo que se torna necessário explicar o seu significado.

Segundo a Norma ISO 5805 (1997), entende-se por vibração mão-braço, a vibração (ou choque) mecânica que é aplicada ou transmitida ao HAS, geralmente através da palma da mão ou dos dedos aquando da apreensão de uma ferramenta ou peça de trabalho. É ainda de salientar, que segundo a mesma Norma, o HAS diz respeito aos membros superiores do corpo humano considerados como receptores de vibrações (ou choques).

Assim, sabendo que a vibração não é mais que o movimento oscilatório de uma massa em torno de um ponto de referência (Figura 2.1), torna-se importante perceber quais as suas propriedades fundamentais (Griffin, 1998(b)).

- Magnitude: A magnitude de uma oscilação pode ser expressa pela distância entre duas extremidades (ou seja, a distância pico - pico), ou então pela distância a partir de um ponto central até ao desvio máximo (pico), isto é, a amplitude da onda. Contudo, a magnitude da vibração é expressa frequentemente em termos de uma medida média, geralmente o valor médio eficaz (RMS) que para uma frequência única de deslocamento (sinusoidal) é calculado através do quociente entre o valor pico e  $\sqrt{2}$ ;
- Frequência: A frequência de vibração é expressa em termos de ciclos/segundo (Hz) e afecta a extensão da transmissão da vibração no corpo humano; por vezes, a vibração pode também ser caracterizada pelo período, T, que é o inverso da frequência;
- Direcção: As vibrações transmitidas ao HAS são quantificadas em termos de três eixos, cada um dos quais correspondente a uma direcção. O sistema principal de coordenadas será apresentado no parágrafo 2.3;

- Duração: A resposta do ser humano à vibração depende do tempo de exposição à vibração.



**Figura 2.1: Caracterização das propriedades da vibração (adaptada de Griffin, 1998(b))**

A exposição dos trabalhadores à vibração mão-braço pode causar um conjunto de lesões no operador as quais serão abordadas com maior detalhe no parágrafo 2.5.

### **2.1.2. Legislação subjacente a esta temática**

Na sequência da Directiva-Quadro 89/391/CE relativa à aplicação de medidas destinadas a melhorar as condições de trabalho dos trabalhadores, em termos de segurança e saúde, reconheceu-se que seria necessário, através de uma nova directiva, legislar sobre o problema específico da exposição às vibrações mecânicas (Inglês, 2004).

Assim, para proteger os operadores das lesões relacionadas com a exposição a vibrações vários critérios foram propostos nos diferentes países (Vergara et al., 2008). Em particular, na União Europeia (EU), surgiu a Directiva 2002/44/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 25 de Junho, que adoptou prescrições mínimas de segurança e saúde respeitantes à exposição dos trabalhadores aos riscos devidos a vibrações mecânicas (Comissão Europeia, 2002).

Em 2005, esta mesma Directiva começou a “ganhar força” (Rimella et al., 2008) e actualmente, todas as nações membro da EU criaram as suas próprias leis. Em Portugal, é o Decreto-Lei n.º 46/2006 que transpõe para a ordem jurídica nacional a Directiva mencionada (Ministério do Trabalho e da Solidariedade, 2006).

## 2.2. Avaliação da exposição a vibrações transmitidas ao HAS

Segundo a Norma ISO 5349-1 (2001) a avaliação da exposição a vibrações transmitidas ao HAS é feita com base no cálculo do valor da exposição diária normalizada num período de referência de 8 horas. Contudo, há um conjunto de variáveis intermédias que têm de ser previamente determinadas de acordo com a seguinte sequência:

### i. Valores eficazes da aceleração ponderada em frequência

Os valores eficazes da aceleração ponderada em frequência,  $a_{hw}$  (expressos em  $m/s^2$ ), são dados pela equação 1, em que  $W_{hi}$  é o factor de ponderação para a banda  $i$  de terços de oitava e  $a_{hi}$  é a aceleração para cada banda  $i$  de terços de oitava, também expressa em  $m/s^2$ .

$$a_{hw} = \sqrt{\sum_i (W_{hi} \times a_{hi})^2} \quad (1)$$

A Norma em questão, estabelece uma curva de ponderação, que fornece diferentes factores de ponderação ( $W_{hi}$ ) para as várias bandas de terços de oitava (entre 8 a 1250 Hz).

### ii. Valor total da vibração

O valor total da vibração,  $a_{hv}$  (dado em  $m/s^2$ ), é obtido através da raiz quadrada da soma dos quadrados (valor total) dos valores eficazes da aceleração ponderada em frequência ( $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$  e  $a_{hwz}$ ) determinados segundo as coordenadas ortogonais, x, y e z respectivamente, conforme indica a equação 2.

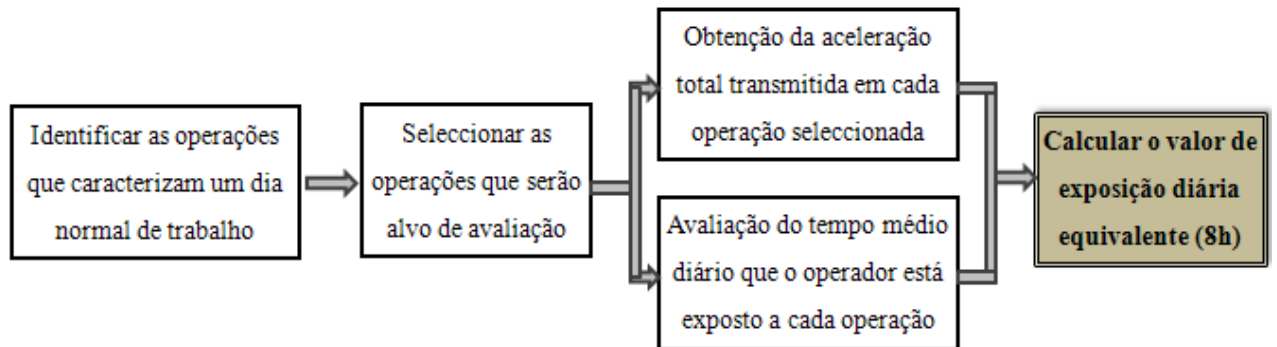
$$a_{hv} = \sqrt{a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2} \quad (2)$$

### iii. Valor da exposição diária

O valor da exposição diária normalizada num período de referência de 8 horas,  $A(8)$ , envolvendo  $n$  tarefas diferentes é dado pela equação 3 onde  $a_{hvi}$  corresponde ao valor total da vibração para a tarefa  $i$ ,  $T_i$  ao tempo de exposição para cada tarefa  $i$  e  $T_0$  ao tempo de referência, isto é, 8 horas.

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{hvi}^2 \times T_i} \quad (3)$$

Assim, de uma forma geral, para se avaliar a exposição a vibrações transmitidas ao HAS devem ser seguidos os procedimentos expressos no diagrama seguinte (Figura 2.2).



**Figura 2.2:** Diagrama com as várias fases para a avaliação da exposição a vibrações (de acordo com a Norma ISO 5349-1 (2001))

Após o valor da exposição diária normalizada ser conhecido, torna-se necessário compará-lo com o valor limite de exposição (VLE) e com o valor de acção de exposição (VAE), estabelecidos na Directiva 2002/44/CE (Comissão Europeia, 2002) e posteriormente transpostos para o Artigo n.º 3 do Decreto-Lei n.º 46/2006 de Portugal. O VLE e VAE são apresentados de seguida (para as vibrações transmitidas ao HAS):

- VLE = 5 m/s<sup>2</sup>;
- VAE = 2,5 m/s<sup>2</sup>.

O VLE é o valor limite da exposição pessoal diária, calculado num período de referência de oito horas, expresso em metros por segundo quadrado, que não deve ser ultrapassado. Por outro lado, o VAE diz respeito ao valor da exposição pessoal diária, calculado num período de referência de oito horas, expresso em metros por segundo quadrado, que, uma vez ultrapassado, implica a tomada de medidas preventivas adequadas (Ministério do Trabalho e da Solidariedade, 2006). Apesar destes limites legais, cada caso deve ser analisado individualmente, devido à grande susceptibilidade individual existente entre operadores.

Actualmente, a HSE (*Health and Safety Executive*) tem ao dispor um conjunto de ferramentas, acessíveis a qualquer pessoa, que permitem fazer uma rápida avaliação e consequentemente um controlo e monitorização da exposição à vibração. Entre elas destacam-se:

- Uma calculadora da vibração transmitida ao HAS (HSE, 2005), totalmente programada em *Excel* e cujos únicos *inputs* necessários ao seu funcionamento são o valor total da vibração,  $a_{hv}$ , a que o operador está sujeito para cada uma das operações que tem de realizar durante um dia de trabalho e o tempo que ele está exposto a essas mesmas operações. Como *outputs* a máquina de calcular apresenta não só o valor da exposição diária,  $A(8)$ , mas também o tempo ao fim do qual se atinge o valor limite e o valor de acção de exposição. Além disso, converte o nível de exposição num determinado sistema de pontos, que tem como referência os valores limite e de acção de exposição;
- Uma tabela de consulta directa (HSE), pronta a ser utilizada, pois apresenta à partida uma gama de valores calculados (os valores apresentados dizem respeito ao sistema de pontos já mencionado anteriormente) em função da magnitude da vibração e do tempo de exposição. O avaliador apenas tem que fazer a intersecção da coluna (tempo de exposição) e da linha (valor total da vibração) condizentes com a situação real de trabalho, para saber em que zona se encontra relativamente aos limites de exposição e consequentemente perceber se deve ou não introduzir medidas correctivas.

O valor total da vibração, transmitido por uma dada ferramenta ao sistema mão-braço, pode ser obtido através de duas formas (Comissão Europeia, 2002):

- i. Estimativa baseada na informação relativa ao nível da aceleração da vibração emitida pelas ferramentas de trabalho utilizadas (fornecidas pelos fabricantes) e da observação das práticas de trabalho específicas;
- ii. Medição.

### 2.3. Técnicas para medição da aceleração

Segundo a Norma ISO 5349-2 (2002), os métodos utilizados para medição da aceleração podem incluir a amostragem, que deverá ser representativa da exposição pessoal do operador às vibrações mecânicas em questão. Os sistemas de medição de vibração recorrem, geralmente, a acelerómetros que devem ser adaptados às características próprias das vibrações

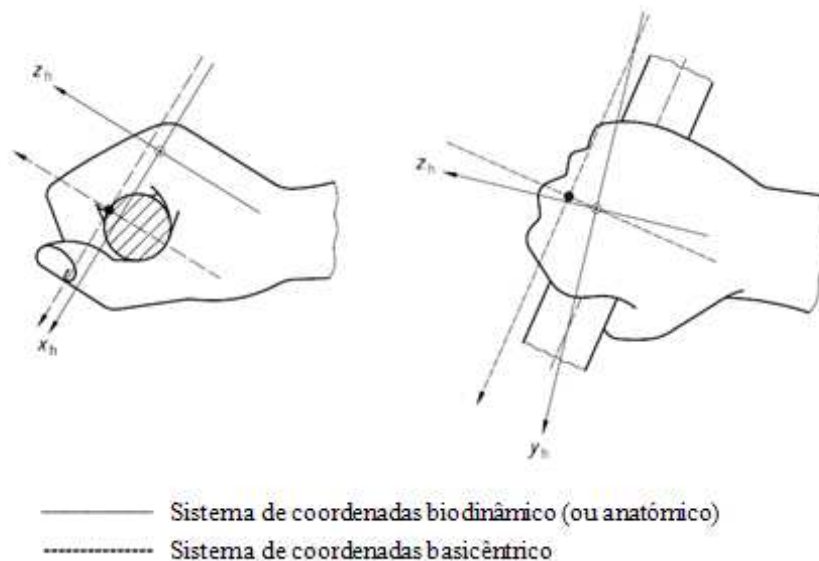
mecânicas a medir, ao ambiente circundante e às características do próprio aparelho de medida. O sinal de vibração proveniente do acelerómetro pode ser processado de diferentes modos para determinar o valor eficaz da aceleração ponderada em frequência.

Torna-se importante mencionar que a grande maioria dos acelerómetros são tri-axiais devendo-se, por isso colocá-los de maneira a respeitar o sistema de coordenadas para a mão, definido na Norma 5349-1 (2001), sendo a definição dos três eixos de acordo com a Tabela 2.1.

**Tabela 2.1: Definição dos eixos ortogonais dos sistemas de coordenadas para a mão.**

Eixo	Descrição dos eixos
zz	Eixo longitudinal do osso do terceiro metacarpo, sendo orientado positivamente no sentido da extremidade dos dedos.
xx	Eixo perpendicular ao eixos dos zz e à superfície da palma sendo orientado positivamente no sentido para a frente quando a mão está na sua posição anatómica normal.
yy	Eixo perpendicular aos outros dois (segundo a direcção da barra de pegar), sendo orientado positivamente no sentido do dedo polegar.

Para uma melhor percepção do sistema de coordenadas apresenta-se a respectiva representação gráfica na Figura 2.3.



**Figura 2.3: Sistema de coordenadas quando a mão aperta uma barra cilíndrica**



Visualizando a Figura 2.3, verifica-se que existem dois sistemas de coordenadas. Contudo, segundo a Norma ISO 5805 (1997) a principal diferença entre eles diz respeito à localização da origem. Enquanto o sistema de coordenadas biodinâmico tem a sua origem no osso do terceiro metacarpo e uma orientação definida por marcos anatómicos, o sistema de coordenadas basicêntrico tem a origem no ponto de contacto com a superfície a partir da qual a vibração mecânica é transmitida para o HAS.

A localização do acelerómetro deve manter livre o acesso aos botões de comando das ferramentas (botões de segurança), e não deve interferir com as respectivas cablagens. O ideal, segundo a Norma ISO 5349-2 (2002), seria colocar o acelerómetro na pega da ferramenta, no meio da zona de apreensão pois é nessa zona que se tem uma maior representatividade das vibrações que são transmitidas para o HAS do operador. Contudo, este procedimento pode interferir com o normal manuseamento das ferramentas.

Assim, o método para se montar o acelerómetro na pega da ferramenta deve ser escolhido em função de cada situação, sendo alguns exemplos descritos na respectiva Norma. Quando as pegas são formadas pelos materiais apresentados na Tabela 2.2, alguns cuidados/recomendações especiais devem ser atendidos.

**Tabela 2.2: Cuidados/recomendações a ter na fixação do acelerómetro quando a pega do equipamento é formada por um material específico**

<b>Tipo de material que reveste a pega do equipamento</b>	<b>Possíveis problemas</b>	<b>Cuidados/recomendações a ter na fixação</b>
Materiais resilientes	Certos materiais resilientes podem amplificar a transmissão da vibração em determinadas frequências	Remover o material resiliente de uma pequena área onde vai ser colocado o acelerómetro; Fixar o acelerómetro com força suficiente de modo a comprimir completamente o material resiliente
Materiais leves e flexíveis (por exemplo, plásticos)	Deslocamentos involuntários do acelerómetro	Utilização de adesivo para uma melhor fixação

Na literatura consultada, a aceleração da vibração emitida pelas ferramentas é, em alguns casos, obtida através da colocação do acelerómetro nas pegas da ferramenta (Rimella et al., 2008; Dewangan e Tewari, 2008). No entanto, nem sempre o acelerómetro é colocado na pega

da ferramenta, não estando, por isso, em conformidade com a Norma ISO 5349-2 (2002). Quando tal acontece, o acelerómetro é colocado nos dedos do operador (geralmente no dedo indicador, médio ou anelar) através de uma fita de velcro (Vergara et al., 2008; Chang et al., 1999). Tal deve-se ao facto de existirem algumas limitações quando o acelerómetro se encontra na pega da ferramenta, nomeadamente a necessidade de as modificar, conhecimento prévio da forma da pega, a redução da zona de apreensão o que em alguns casos poderá afectar o manuseamento normal. Por outro lado, pode ocorrer o deslocamento do acelerómetro quando aplicado em algumas ferramentas (Vergara et al., 2008).

É de salientar que quando se avaliam ferramentas que são apreendidas por ambas as mãos, o Decreto-Lei n.º 46/2006 (Ministério do Trabalho e da Solidariedade, 2006) informa que as medições devem ser feitas nas duas pegas e que o valor mais elevado é o que deve ser tido em conta.

Nota-se que quando se recorre à utilização de luvas anti-vibratórias existem métodos específicos para medir a aceleração transmitida para o HAS do operador, como será explicado no parágrafo 2.7.2 deste trabalho.

Segundo a Norma ISO 5349-2 (2002), sempre que se proceda à medição de vibração, as condições ambientais (temperatura, humidade relativa e ruído) existentes no momento em que se está a efectuar o registo da aceleração devem ser reportadas.

## **2.4. Valores de vibração declarados pelos fabricantes vs valores reais**

Tal como foi referido anteriormente na secção 2.2, a aceleração da vibração pode ser obtida através da medição directa e também recorrendo a uma estimativa baseada nas informações do nível de aceleração da vibração emitida pelas ferramentas utilizadas (fornecidas pelos fabricantes) e respectiva associação com as operações específicas de trabalho a realizar.

Em 1998, surge a Directiva 98/37/CE, do Parlamento Europeu e do Conselho de 22 de Junho relativa à aproximação das legislações dos Estados-membros respeitantes às máquinas (Comissão Europeia, 1998). Esta Directiva foi revista em 2006 dando origem à Directiva 2006/42/EC do Parlamento Europeu e do Conselho de 17 de Maio de 2006 relativa às

máquinas (Comissão Europeia, 2006) sendo que esta versão deverá estar activa a partir de 29 de Dezembro de 2009 (Skosgberg, 2007).

Tanto a Directiva 98/37/CE como a Directiva 2006/42/EC impõem que o manual de instruções de qualquer tipo de máquina, deve conter a indicação sobre o valor total da vibração ( $a_{hv}$ ) emitido pela ferramenta, e consequentemente a que estão expostos os membros superiores, quando o valor da aceleração ultrapassar os  $2,5 \text{ m/s}^2$  (caso a aceleração seja inferior a este valor, tal facto deve ser mencionado embora não seja necessária a publicação do valor concreto da mesma). Contudo, a Directiva 2006/42/EC acrescenta que para além do valor total da vibração, os fabricantes devem também declarar a incerteza da medição (Comissão Europeia, 2006). Informações adicionais têm também de ser mencionadas, nomeadamente a indicação das condições de funcionamento da máquina quando se procedeu à medição e quais os métodos utilizados para obter essas mesmas medições (Comissão Europeia, 1998 e 2006). Geralmente, esses métodos são expressos por um código especificado ou na Norma ISO 8662 (que é dividida em várias partes consoante o tipo de ferramenta) para ferramentas pneumáticas e outras não eléctricas ou na EN 60745 quando se está perante ferramentas eléctricas (Rimella et al., 2008; Griffin et al., 2006). Actualmente, toda a Norma ISO 8662 está a ser revista. Note-se que, a nova norma terá um novo número de série, ISO 28927 (Skosgberg, 2007).

Os ensaios para medição da aceleração da vibração são feitos em circunstâncias artificiais que podem não prever correctamente a aceleração das vibrações efectivamente transmitidas ao HAS em contexto real de trabalho, havendo por vezes, uma subestimação do valor da aceleração das vibrações emitidas pelas ferramentas. Na prática, as ferramentas são utilizadas em diferentes tipos de materiais resultando uma gama de diferentes valores de aceleração para uma mesma ferramenta (Rimella et al. , 2008).

Em 2006 o Comité Europeu para a Normalização, elaborou um relatório técnico, CEN/TR 15350, que fornece indicações sobre a forma como os valores declarados pelos fabricantes podem ser utilizados na estimativa da aceleração emitida pelas ferramentas. O relatório técnico CEN/TR 15350 contém factores multiplicativos que transformam os valores declarados pelos fabricantes naqueles que são efectivamente medidos através do método descrito na Norma 5349-1 (2001). Os factores multiplicativos (Tabela 2.3) variam de acordo com o tipo de ferramenta e com a fonte de energia e dando origem ao valor ajustado.

**Tabela 2.3: Exemplos de factores multiplicativos constantes no relatório técnico CEN/TR 15350 (2006) para algumas ferramentas**

<b>Equipamento</b>	<b>Factor multiplicativo</b>	<b>Equipamento</b>	<b>Factor multiplicativo</b>
Serra Circular	1,5	Martelos de precursão	1,5
Serra Sabre	2,0	Martelos perfuradores	2,0

Relativamente a estes factores multiplicativos há algumas situações específicas que devem ser consideradas:

- Se uma dada ferramenta não estiver considerada no CEN/TR 15350, então poder-se-á atribuir-lhe um factor multiplicativo, no mínimo, de  $1,5 \text{ m/s}^2$ ;
- Quando o fabricante não declara o valor concreto da vibração emitida pela ferramenta, por este ser inferior a  $2,5 \text{ m/s}^2$ , então o valor de  $2,5 \text{ m/s}^2$  pode ser utilizado para o cálculo do valor ajustado.

Rimella et al. (2008) estudou a variação entre os valores da aceleração da vibração declarados pelos fabricantes e os valores efectivamente medidos em contexto real de trabalho em 105 modelos diferentes de ferramentas frequentemente utilizadas na indústria da construção, tendo sido posteriormente agrupadas de acordo com a função/aplicação a que se destinam.

Relativamente às ferramentas com especial interesse para este trabalho, nomeadamente os martelos perfuradores e as serras, Rimella et al. (2008) concluiu:

- De uma forma geral, para os martelos perfuradores, o valor declarado pelos fabricantes subestima os valores medidos no local de trabalho e o valor ajustado sobrestima esses mesmos valores medidos;
- Relativamente às serras, os valores declarados pelos fabricantes de serras subestimam os valores medidos. Por outro lado, os valores declarados respeitantes às serras circulares constituem aproximações razoáveis aos valores medidos.

Por outro lado, segundo Rimella et al. (2008) há alguns autores que sugerem um factor multiplicativo de 2,0 para qualquer tipo de ferramenta pois este iria permitir estimar valores aproximadamente iguais ou 61% mais elevados dos que se verificam de acordo com o método de medição explicitado na Norma ISO 5439-1 (2001). Contudo, este método pode sobrestimar

significativamente os valores emitidos e consequentemente, rejeitar ferramentas adequadas, o que pode constituir um custo acrescido para o sector da construção (Rimella et al., 2008).

## **2.5. Efeitos das vibrações na saúde**

A exposição à vibração transmitida ao HAS tem sido associada a alguns efeitos nocivos para a saúde humana. Em 1996, o Comité Europeu para a Normalização, emitiu um relatório, CR 12349 (1996), no qual referiu as consequências da exposição às vibrações para a saúde. Essa informação foi também constante, posteriormente, na Norma ISO 5349-1 (2001).

O termo Síndrome de Vibração Mão-Braço (HAVS) é usado frequentemente para referir um conjunto de lesões vasculares, neurológicas e músculo-esqueléticas associadas com a exposição a vibrações transmitidas para o HAS. É de salientar que estas lesões estão incluídas numa lista Europeia, sendo por isso, reconhecidas como doenças ocupacionais (CR 12349, 1996).

Resultados de trabalhos de investigação envolvendo HAS indicam o seguinte:

- O período médio de latência para sintomas vasculares é de 19,7 anos e para sintomas neurológicos de 19,1 anos (McGeoch e Gilmour, 2000);
- De uma forma geral, a prevalência de sintomas neurológicos é o dobro da prevalência de sintomas vasculares (McGeoch e Gilmour, 2000). Palmer et al. (2001) também chegou a esta mesma conclusão uma vez que no estudo realizado, 33% dos trabalhadores apresentavam sintomas vasculares e 62% sintomas neurológicos; no entanto, no que diz respeito aos trabalhadores da construção, foi encontrada uma prevalência de 10% de sintomas vasculares (crises de branqueamento dos dedos) e 14% de sintomas neurológicos.

Assim, as lesões originadas por uma exposição a vibrações, podem ser agrupadas em quatro grandes grupos (os quais se apresentam de seguida), apesar das lesões pertencentes a cada grupo poderem ocorrer isoladamente ou simultaneamente com lesões pertencentes a outros grupos (CR 12349, 1996).

### i. Lesões vasculares

As doenças vasculares provocadas pela exposição dos trabalhadores às vibrações caracterizam-se por uma supressão temporária da circulação sanguínea para os dedos, podendo originar palidez e uma cor esbranquiçada dos mesmos (Figura 2.4), sendo esta situação ainda mais sensível pela acção vasoconstritora na presença de frio. Tal fenómeno é geralmente chamado de Fenómeno de Raynaud pois Maurice Raynaud, médico francês, foi o primeiro a descrevê-lo em 1862. Contudo, vários sinónimos têm sido utilizados para descrever estes distúrbios vasculares, entre eles, um muito frequente, designado por dedos brancos induzidos por vibração (VWF).



**Figura 2.4: Dedos brancos induzidos por vibração**

Inicialmente, o branqueamento aparece nas pontas de um ou mais dedos, mas com a continuação da exposição à vibração, o branqueamento pode estender-se à base dos dedos. Por vezes, após o aparecimento da coloração branca poderá surgir uma descoloração azulada (cianose) nos dedos afectados devido ao aumento da extracção de oxigénio a partir da fraca circulação sanguínea nos dedos. Em fase de recuperação, frequentemente acelerada pelo calor e/ou massagem local, é característico o aparecimento de um vermelhão eventualmente associado à dor, como resultado do aumento do fluxo sanguíneo nos vasos cutâneos.

A longo prazo, caso um dado operador esteja continuamente exposto a vibrações, os ataques de branqueamento tornam-se cada vez mais frequentes sendo que nos casos mais avançados, embora raros, podem provocar alterações tróficas (úlceras ou gangrena) na pele dos dedos.

Nestes casos, os trabalhadores podem perder completamente a sensibilidade e consequentemente a destreza o que pode interferir com a actividade laboral aumentando o risco de lesões agudas devido a acidentes. Em medicina ocupacional, vários sistemas de classificação dos vários estados do VWF têm sido desenvolvidos, sendo a escala numérica

proposta no Workshop de Estocolmo em 1986 (Tabela 2.4) um dos mais utilizados. Lawson e McGeoch (2003) procederam a adaptações nesta escala numérica.

**Tabela 2.4: Escala numérica proposta no Workshop de Estocolmo para classificação dos vários estados do VWF**

Estado	Grau	Sintomas
0	-	Inexistências de ataques
1	Leve	Ataques ocasionais que afectam apenas as pontas de um ou mais dedos
2	Moderado	Ataques ocasionais que afectam as falanges distais e médias (raramente as proximais) de um ou mais dedos
3	Severo	Ataques frequentes que afectam todas as falanges da maioria dos dedos
4	Muito severo	Tal como na fase 3, com alterações tróficas na pele dos dedos

Estudos epidemiológicos sugerem que a probabilidade e a gravidade do aparecimento de sintomas relativos ao dedo branco são influenciadas por vários factores, tais como:

- Características da vibração à qual o operador está exposto (frequência, amplitude, direcção, tempo de exposição);
- Tipo de ferramenta;
- Condições ambientais (temperatura, humidade, ruído);
- Factores ergonómicos (força de apreensão, posição do braço);
- Características individuais (historial clínico, tabagismo e certos medicamentos que afectam a circulação periférica).

## ii. Lesões neurológicas

Os trabalhadores expostos a vibrações transmitidas ao HAS podem sentir formigueiro e dormência nos dedos e mãos, sintomas que tendem a agravar-se com uma contínua exposição à vibração, interferindo com a capacidade de trabalho e com as actividades da vida corrente.

À semelhança do que acontece para as lesões vasculares, também no Workshop de Estocolmo em 1986 foi desenvolvido um sistema de classificação dos vários estados das lesões neurológicas provocadas por vibração (Tabela 2.5) de acordo com as queixas apresentadas pelos operadores e ainda em função dos resultados dos exames clínicos neurológicos e de métodos que permitem testar a discriminação tátil e a precisão de manipulações. Mais uma

vez, Lawson e McGeoch (2003) adaptaram essa escala numérica, fraccionando o estado número 2 em dois.

**Tabela 2.5: Escala numérica proposta no Workshop de Estocolmo para classificação dos vários estados das lesões neurológicas provocadas por vibrações**

<b>Estado</b>	<b>Sintomas</b>
0SN	Exposição a vibrações mas inexistência de sintomas
1SN	Dormência intermitente com ou sem formigueiro
2SN	Dormência intermitente ou persistente com redução da percepção sensorial
3SN	Dormência intermitente ou persistente com redução da discriminação tátil e/ou destreza na manipulação

Os trabalhadores expostos a vibrações podem também apresentar sinais e sintomas de neuropatias, nomeadamente o Síndrome do Túnel Cárpico (STC) que é uma lesão devida à compressão do nervo mediano que passa no punho através do canal anatómico.

### iii. Lesões músculo-esqueléticas

Neste grupo de lesões provocadas pela exposição a vibrações pode encontrar-se dois subgrupos:

- Lesões esqueléticas:

Investigações radiológicas, revelaram uma alta prevalência de vacuolos e quistos nos ossos da mão e do punho, apesar de outros estudos não registarem um aumento significativo relativamente a trabalhadores não expostos a vibrações. Verifica-se também uma alta ocorrência de artroses e ossificações em trabalhadores que operam instrumentos de precursão (como é o caso de mineiros, trabalhadores de construção, operadores que trabalham com metal) e que estão expostos a vibrações de baixa frequência (menor que 50 Hz) mas de alta magnitude. Por outro lado, há pouca evidência de um aumento da prevalência de lesões degenerativas dos ossos e das articulações dos membros superiores em trabalhadores expostos a vibrações de altas frequências.

Dor local, edema e rigidez e deformações das articulações podem estar associadas à degeneração dos ossos e das articulações.



- Lesões musculares

As lesões musculares são relacionadas com queixas de dor nas mãos e braços, fraqueza muscular, diminuição da força muscular e consequente da força de apreensão manual. Outras doenças ocupacionais, relacionadas com a exposição à vibração são as tendinites e as tenossinovites nos membros superiores, isto é, inflamações nos tendões e suas bainhas.

No entanto, é de salientar que estas lesões parecem estar relacionadas com factores ergonómicos provocados pelo pesado trabalho manual, sendo ainda inconclusivo a sua associação com as vibrações transmitidas ao HAS.

iv. Outras lesões

Alguns estudos indicam que nos trabalhadores afectados pela VWF, a perda de audição é maior do que aquela que seria expectável tendo em conta o envelhecimento e a exposição ao ruído proveniente de ferramentas vibratórias. Assim, tem sido sugerido que indivíduos que sofrem de VWF podem ter um risco adicional de perda auditiva devido à vasoconstrição dos vasos sanguíneos que chegam ao ouvido interno.

Além de lesões periféricas, outros efeitos adversos para a saúde envolvendo o sistema endócrino e o sistema nervoso central podem aparecer, segundo investigadores russos e japoneses, nomeadamente fadiga persistente, dores de cabeça, irritabilidade, insónias, impotência.

## **2.6. Prevenção**

A prevenção é uma das preocupações do Decreto-Lei n.º 46/2006 sendo prova disso a apresentação de disposições com vista a evitar ou reduzir a exposição no seu Artigo 6º. Também o relatório CR 12349 (1996) para além de fornecer um guia sobre os efeitos nocivos para a saúde dos trabalhadores expostos à vibração transmitida para o HAS apresenta também algumas orientações relacionadas com a prevenção das lesões anteriormente descritas.

A prevenção de lesões ou doenças causadas por vibrações pode passar pela implementação de acções técnicas (de engenharia), administrativas ou através da utilização de EPI's.

i. Medidas Técnicas

As medidas técnicas de prevenção têm como principal objectivo a eliminação ou redução da vibração transmitida ao HAS na fonte (através da adopção de medidas de engenharia).

ii. Medidas Administrativas

Para uma exposição contínua à vibração, considera-se que uma boa medida preventiva seria programar o trabalho de modo a incluir intervalos sem exposição à vibração, dar informação e/ou avisos adequados aos trabalhadores e aos empregadores, instruir os trabalhadores de modo a que estes adoptem boas práticas de trabalho e proporcionar um acompanhamento médico aos vários operadores.

iii. Equipamentos de Protecção Individual

Nesta secção não se aprofundará o assunto relacionado com os EPI's uma vez que estes serão o foco do próximo parágrafo (parágrafo 2.7).

## **2.7. Utilização de EPI's como meio de protecção**

### **2.7.1. Actual papel das luvas anti-vibratórias**

Alguns tipos de luvas anti-vibratórias têm sido desenvolvidos como uma medida de protecção com o objectivo de minimizar os perigos ocupacionais relacionados com a transmissão de vibrações para o HAS.

A legislação portuguesa, nomeadamente o Decreto-Lei n.º 46/2006 (Ministério do Trabalho e da Solidariedade, 2006) no n.º.5 do seu Anexo I, refere que as luvas anti-vibratórias embora não sejam um meio de protecção suficiente para as vibrações transmitidas para a mão, podem contribuir para o programa de medidas referidas no mesmo documento (Artigo 6º) para redução da exposição, pois ao manterem as mãos quentes e secas, contribuem para limitar alguns efeitos das vibrações.

No entanto, estudos realizados nos últimos anos têm posto em causa a eficácia das luvas anti-vibratórias, na atenuação das vibrações transmitidas para o HAS pois o desempenho das luvas depende da operação e da ferramenta, das propriedades visco elásticas da luva, do tipo de material da luva, da postura do braço do operador (Griffin, 1998; Rakheja et al., 2002).

Rakheja et al. (2002) confirma estudos anteriormente realizados, chegando também à conclusão que as luvas anti-vibratórias:

- Atenuam a vibração para frequências acima de 100 Hz (altas frequências);
- Ampliam a vibração para frequências abaixo de 100 Hz (baixas frequências).

Por outro lado, há indicações que a eficácia das luvas anti-vibratórias também depende das características individuais dos operadores (Dong et al., 2005), podendo uma luva ser considerada como anti-vibratória quando testada num determinado grupo de operadores e a mesma luva não provocar um efeito atenuador da vibração quando testada num outro grupo de operadores (Paddan e Griffin, 1997).

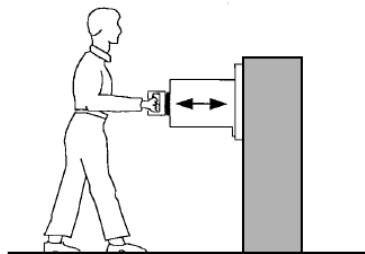
### **2.7.2. Métodos de avaliação da eficácia das luvas anti-vibratórias e principais limitações**

Apesar dos vários problemas inerentes à utilização de luvas anti-vibratórias descritos por alguns investigadores, existem métodos concretos para a avaliação da eficácia das luvas anti-vibratórias.

Nos primeiros anos em que se começou a abordar a eficácia das luvas anti-vibratórias, não existia nenhum método *standard* que os investigadores pudessem seguir, usando cada um, a sua própria metodologia (Dong et al., 2003). Na tentativa de desenvolver um método uniformizado para estes testes surge a Norma ISO 10819 (1996).

A norma define um procedimento para determinar em que medida dois espectros de vibração diferentes são transmitidos, através de uma luva, para a mão. Os dois espectros são denominados pelas letras M e H, respeitantes a espectros de médias frequências (16 a 400 Hz) e altas frequências (100 a 1600 Hz) respectivamente.

O operador, em pé, aperta uma pega cilíndrica orientada verticalmente, que está ligada a um agitador, com o antebraço horizontal e paralelo à direcção da vibração, enquanto o punho poderá formar um ângulo entre os 0° (posição neutra) ou 40° (flexão) conforme está indicado na Figura 2.5.



**Figura 2.5:** Montagem utilizada para testar a transmissibilidade da vibração de luvas de acordo com a Norma ISO 10819 (1996)

A Norma ISO 10819 avalia o efeito de amortecimento das luvas através de um parâmetro designado por “transmissibilidade de vibração da luva” (TR). A determinação desse parâmetro é efectuada através da medição da vibração, simultaneamente, dentro (implica um adaptador para a palma da mão colocado no interface mão-luva e equipado com um acelerómetro simples, ou seja, que mede a aceleração segundo um único eixo) e fora (na pega anteriormente mencionada) da luva.

A transmissibilidade é calculada através de uma expressão (equação 4) que tem em linha de conta os valores eficazes da aceleração ponderada em frequência, isto é:

$$TR = \frac{\text{Aceleração medida no interface mão – luva}}{\text{Aceleração medida na pega}} \quad (4)$$

Para que uma luva seja classificada, pela Norma ISO 10819, como anti-vibratória devem-se verificar os dois critérios seguintes:  $TR_M < 1,0$  e  $TR_H < 0,6$ . Estes critérios indicam que para o espectro de média frequência a luva anti-vibratória não deve amplificar a vibração, enquanto para o espectro de alta frequência a luva deve reduzir a vibração transmitida em pelo menos 40%.

Contudo, estudos realizados com ferramentas reais, frequentemente utilizadas em contexto real de trabalho, concluíram que o cumprimento dos critérios acima descritos não garante que uma luva atenua o efeito das vibrações pois os espectros de vibração das ferramentas utilizadas no dia-a-dia apresentam espectros de vibração muito variados pelo que os espectros

de vibração utilizados na Norma ISO 10819 não são representativos dos espectros emitidos por todas as ferramentas. Assim, a atenuação provocada pelas luvas quando estas são submetidas aos espectros de vibração M e H não pode ser extrapolada para as várias ferramentas de trabalho (Griffin, 1998; Rakheja et al. , 2002).

Para além desta situação, Griffin (1998) detectou outros problemas entre os quais se destaca a orientação do adaptador para a palma da mão, que embora sendo difícil de controlar, é um factor importante que não é considerado nesta Norma. Facilmente o adaptador se desloca do sítio que é apropriado e como está debaixo da luva que se pretende avaliar, o deslocamento passa despercebido aos olhos de quem está a controlar a experiência; caso o deslocamento do adaptador ocorra, a transmissibilidade da vibração poderá ser menor que o valor real. Hewitt (1998) relatou que durante a experiência o adaptador pode ter um desvio de 40° o que pode representar um decréscimo de 20% da transmissibilidade relativamente ao valor real.

Contudo, relativamente ao problema do deslocamento do adaptador têm surgido algumas propostas alternativas à Norma que têm como objectivo melhorar o método que ela apresenta. Um dos métodos sugeridos para reduzir o deslocamento consiste em abrir uma costura entre o polegar e o dedo indicador de modo a que o adaptador fique com uma porção visível (Hewitt, 1998). No entanto, esta pode não ser uma opção viável, uma vez que para além do buraco feito na luva poder alterar as propriedades da própria luva, as luvas utilizadas em testes são emprestadas por trabalhadores aos quais as luvas têm de ser posteriormente devolvidas em bom estado. Outra solução, proposta por Smutz et al. (2002) consistia em substituir o acelerómetro uni-axial existente no adaptador da palma da mão por um outro tri-axial para que os dados fornecidos pelos dois eixos adicionais pudessem servir como indicadores do deslocamento do adaptador. Caso esta informação seja fornecida em tempo real, os experimentadores poderiam ajustar o adaptar para a posição correcta, de modo a minimizar os erros. Comparando os dois métodos, ou seja, com acelerómetro uni-axial e tri-axial, os resultados demonstraram que o método modificado, isto é, com acelerómetro tri-axial reduziu significativamente o deslocamento e consequentemente o valor da transmissibilidade das luvas em análise aumentou. Rakheja et al. (2002) e Dong et al. (2005) já adoptaram este sistema nas suas investigações. Um novo método baseado na aceleração total efectivamente transmitida (TEAT) também foi proposto por Dong et al., (2002) para solucionar alguns problemas detectados no método proposto pela ISO 10819.

Assim, a Norma ISO 10819 (1996) permite que uma determinada luva seja classificada como anti-vibratória quando na realidade não fornece uma boa protecção. Por outro lado, uma luva que atenua a vibração transmitida aos membros superiores pode falhar os requisitos impostos pela mesma Norma (Griffin , 1998).

Para além do método presente na ISO 10819 (1996) para avaliação da atenuação das vibrações provocadas pelas luvas anti-vibratórias, outros métodos têm sido utilizados. Dong et al. (2003), dividiu os métodos em dois grandes grupos tendo por base o método e a localização utilizada na medição:

i. Métodos de medição no interface mão-luva

Neste primeiro grupo encontram-se os métodos que implicam a existência de um adaptador para a palma da mão, equipado como um micro acelerómetro, e que serve de interface mão-luva (ISO 10819, 1996; Griffin , 1998; Hewitt , 1998; Pinto et al., 2001; Rakheja et al., 2002; Smutz et al. , 2002).

ii. Métodos de medição na mão

Neste segundo grupo estão incluídos os métodos cuja medição da aceleração pode ser feita nos mais diversos locais do HAS, nomeadamente nas falanges, metacarpo, punho (Chang et al. , 1999; Dong et al. , 2003; Dewangan e Tewari, 2008; Xu, et al., 2009). Através destes métodos, a eficácia das luvas anti-vibratórias é avaliada comparando o valor da aceleração medido com e sem luvas.

Caso se recorra a este tipo de métodos é recomendada a utilização de adaptadores para tornar o acelerómetro mais estável, de acordo com Dewangana e Tewari (2008) e Dong et al. (2003).

### **2.7.3. Os esforços nos músculos do antebraço quando da utilização de luvas como EPI's**

A utilização de luvas como meio de protecção poderá ter um impacto nos músculos do antebraço. Contudo, na literatura muito poucos são os estudos encontrados que relacionam o

esforço dos músculos do antebraço aquando da utilização de luvas, independentemente do fim a que elas se destinam, sendo que nenhum deles incide sobre luvas anti-vibratórias.

No entanto, nem todos os resultados obtidos nessas investigações conduzem às mesmas conclusões, apresentando-se de seguida algumas delas de modo a comprovar o que foi dito anteriormente.

Chang et al. (1999) investigou o impacto da utilização de três tipos de luvas no esforço realizado pelo músculo *Flexor Digitorum Superficialis*, tendo chegado à conclusão que as luvas de algodão aumentam a intensidade do esforço muscular enquanto que as luvas de *nylon* faziam reduzir o esforço.

Fleming et al. (1997) também avaliou se a utilização de luvas provocava um aumento do risco para fadiga (quando se compara com a não utilização de luvas), não tendo obtido diferenças estatisticamente significativas.

Por outro lado, outra investigação conduzida por Larivière et al. (2004), chegou à conclusão que as luvas de elevada dureza aumentaram a activação muscular durante tarefas que exigem uma força de apreensão, tanto ao nível dos músculos extensores como dos flexores do antebraço. Relativamente a luvas moderadamente duras existe um aumento significativo da contracção muscular para os músculos extensores do punho, enquanto o aumento verificado num dos músculos flexores em estudo, não era estatisticamente significativo.

Contudo, para que estes resultados tivessem sido obtidos, isto é, para se efectuar uma avaliação biomecânica foi necessário recorrer à sEMG pelo que no parágrafo 2.9 se fará uma abordagem a este tema. No entanto, de seguida fazer-se-á uma apresentação aos outros métodos existentes para avaliação da carga muscular.

## **2.8. Métodos para avaliação da carga muscular**

Para se proceder à avaliação da carga muscular, independentemente do objectivo final, existem diversos métodos. Essencialmente é possível separá-los em três grandes grupos

(Duque et al., 1995; Spielholz et al., 2001; Koppelaar e Wells, 2005), os quais sumariamente se descrevem de seguida:

i. Métodos de auto-avaliação

Os métodos de auto-avaliação, como o próprio nome indica são feitos com base numa avaliação feita pelo próprio operador, sendo-lhes solicitado, por exemplo, a estimação de níveis de desconforto, dores, intensidade de esforço.

Esta classificação, é geralmente feita através de questionários (Spielholz et al., 2001), entrevistas (Wiktorin et al., 1996) ou em escalas de avaliação (por exemplo, se a variável a analisar for a intensidade de esforço, a escala pode ter uma amplitude desde “inexistência de esforço” até “esforço máximo”), que geralmente são adaptadas a partir da escala de Borg (Koppelaar e Wells, 2005).

Neste tipo de situações, o investigador confia na habilidade das pessoas para classificar as forças exercidas (percepcionadas) no trabalho. Deste modo, este método é o mais impreciso e subjectivo na avaliação da carga muscular (Koppelaar e Wells, 2005; Wiktorin et al., 1996).

ii. Métodos de observação

Os métodos de observação dizem respeito a métodos em que se avalia a carga muscular através de observações de campo, isto é, da forma como um determinado operador está a trabalhar ou então, através de gravações de vídeo, que serão analisadas posteriormente com o devido detalhe relativamente aos métodos de trabalho adoptados pelos operadores, ao número de repetições de posturas com algum grau de severidade (Spielholz et al., 2001).

iii. Métodos técnicos

Por último, os métodos técnicos são os mais precisos e também aqueles cuja avaliação da carga muscular é feita de uma forma mais directa. Neste grupo incluem-se todas as medidas obtidas através de equipamentos científicos, como por exemplo, dinamómetros e também através da sEMG (Duque et al., 1995; Spielholz et al., 2001; Koppelaar e Wells, 2005).

Devido à grande importância da sEMG para o desenrolar deste trabalho, uma especial atenção ser-lhe-á dada nos parágrafos seguintes.



## **2.9. A técnica da Electromiografia de Superfície**

### **2.9.1. Enquadramento**

A sEMG pode ser vista como uma ferramenta de análise bastante útil, caso seja aplicada em condições apropriadas e quando se faz uma correcta interpretação do sinal electromiográfico (SEMG). Por ser uma técnica não invasiva, é preferível à invasiva pois deste modo, é mais fácil de utilizar e bem tolerada pelos operadores (Marras, 1990).

A sEMG tem especial aplicação na área da ergonomia, e apesar da sua utilização ter surgido, aproximadamente, no ano de 1944 (Kumar, 1996), o conhecimento e consequente utilização desta técnica aumentaram consideravelmente a partir de 1990 (Hermens et al., 2000).

Segundo, Marras (1990) existem essencialmente três tipos de informações que se podem obter através da sEMG:

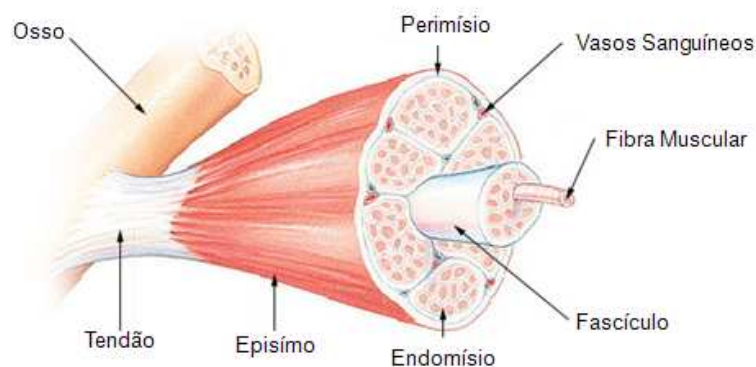
- i. A primeira informação, e também a mais básica, consiste em perceber se um determinado músculo está ou não activo na realização de uma dada actividade. Para tal, isto é, para compreender se o músculo é activado, dever-se-à verificar se existe um aumento entre a activação do músculo em repouso e o nível de activação do músculo em trabalho;
- ii. A segunda informação diz respeito ao nível de actividade relativa um músculo, o que pode ser facilmente obtido comparando o esforço muscular em diversos momentos, estando todos eles sob condições experimentais controladas. Este é um bom indicador para avaliar o risco de aparecimento de fadiga no músculo;
- iii. A terceira informação é relativa à estimativa da força desenvolvida pelo músculo. Tal informação é tanto mais rigorosa caso se verifique uma contração estática do músculo ou quando a contracção muscular ocorre com velocidade constante.

### 2.9.2. Anatomia e fisiologia de um músculo esquelético

Os músculos são os tecidos contrácteis do organismo humano, existindo músculos de diferentes tipos. Relativamente ao grau de organização dos seus filamentos, os músculos podem ser classificados como lisos (como é o caso dos músculo das vísceras) ou estriados (nestes últimos estão incluídos o músculo cardíaco e os músculos esqueléticos), (Hopkin, 2005).

Os músculos esqueléticos são os únicos cujas contracções são voluntárias, isto é, dependentes da vontade do ser humano, pois são estes que fazem mover o esqueleto (Hopkins, 2005).

Para que se possa, posteriormente, melhor compreender a origem e captação do SEMG, é necessário, primeiramente, ter acesso a um conjunto de informações relativamente à anatomia e fisiologia de um músculo esquelético. Assim, apresenta-se, para uma melhor percepção, a Figura 2.6 onde está ilustrada a estrutura de um músculo esquelético.



**Figura 2.6: Estrutura de um músculo esquelético (adaptada de BIO 301, Human Physiology)**

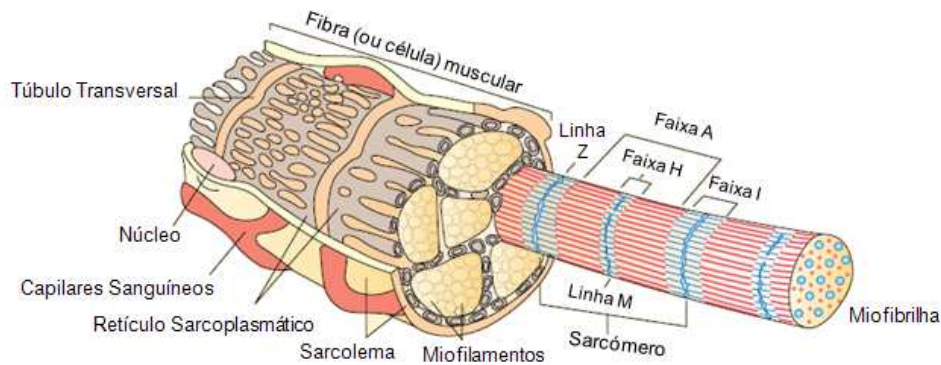
Como foi mencionado anteriormente, são os músculos esqueléticos que originam a movimentação do esqueleto. Deste modo, é evidente que tem de existir uma ligação entre os músculos e os ossos. Visualizando a Figura 2.6 verifica-se que essa ligação é feita através dos tendões. Os tendões são constituídos por estruturas cilíndricas e alongadas formando um tecido conjuntivo denso e ordenado (Lamb e Hobart, 1992).

Tal como acontece com outros órgãos também os músculos são envolvidos e apoiados por um denso tecido conjuntivo, que neste caso, é denominado por episímo (terminologia histológica) e que consiste numa membrana fibrosa que reveste o músculo e o separa de outras estruturas e músculos adjacentes. A superfície profunda do episímo divide-se e penetra no interior do

músculo para conferir suporte às várias subdivisões do músculo (Lamb e Hobart, 1992; Hopkins , 2005).

A primeira subdivisão do músculo dá origem aos fascículos, que são rodeados também por um tecido conjuntivo, perimísio, isto é, uma bainha formada por extensões do episímo. Da mesma forma que o episímo se dividiu, também a superfície mais profunda do perimísio se divide de maneira a formar septos que são chamados de fibras (ou células) musculares e que são rodeados pelo endosímo. Cada fascículo pode ter um número variado de fibras musculares que pode ir desde um número reduzido até 150 fibras musculares.

As fibras musculares são as unidades estruturais dos músculos esqueléticos, cuja estrutura está ilustrada na Figura 2.7.

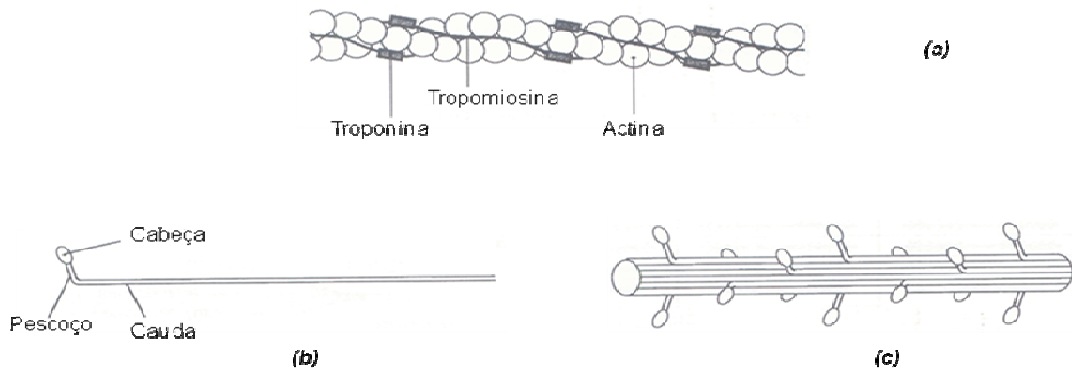


**Figura 2.7: Estrutura de uma fibra (ou célula) muscular (adaptada de Hopkins, (2005))**

Imediatamente à membrana profunda do endosímo situa-se a membrana plasmática da fibra muscular que é designada por sarcolema, membrana essa que envolve um conjunto de miofibrilas que se estendem ao longo de toda a fibra muscular, sendo que cada uma delas tem cerca de 1  $\mu\text{m}$  de diâmetro (Lamb e Hobart, 1992; Hopkins , 2005).

As miofibrilas são rodeadas pelo sistema sarcotubular que é composto pelos túbulos transversais e pelo retículo sarcoplasmático, o qual controla a contracção e o relaxamento das miofibrilas. Os túbulos transversais formam uma rede de tubos perpendiculares à direcção das miofibrilas e fazem a ligação com o sarcolema através de fibras e miofibrilas adjacentes. Por outro lado, o retículo sarcoplasmático é formado por canais longitudinais que percorrem as miofibrilas, sendo o maior armazenador interno de iões  $\text{Ca}^{2+}$ .

Relativamente à estrutura das miofibrilas pode afirmar-se que estas são constituídas por dois filamentos proteicos nomeadamente de actina (mais finos) e de miosina (mais espessos) (Lamb e Hobart, 1992; Luttmann, 1996). Contudo, os filamentos de actina (Figura 2.8 (a)) são na realidade, constituídos por outras duas proteínas, a tropomiosina (moléculas alongadas que formam uma dupla hélice com as moléculas de actina) e a troponina (que se acumula ao longo da dupla hélice em determinados intervalos). Por outro lado, na Figura 2.8 (b) está representada uma molécula de miosina e como pode ser visualizado, são identificadas três partes (a cabeça, o pescoço e a cauda). Nota-se que se um número de moléculas de miosina for introduzido numa solução aquosa, elas agregam-se formando os tais filamentos de miosina (Figura 2.8 (c)). As cabeças dos filamentos de miosina formam pontes cruzadas com os filamentos de actina (Luttmann, 1996).



**Figura 2.8: Estrutura molecular dos filamentos de actina (a), molécula de miosina (b) e estrutura molecular dos filamentos de miosina (c) (adaptada de Luttmann (1996))**

Por outro lado, visualizando a Figura 2.7, torna-se perceptível que as miofibrilas são todas elas formadas por um conjunto de sarcómeros organizados, desde uma extremidade à outra, que devido à sua disposição precisa nas miofibrilas, permitem a identificação de diversas marcas as quais contribuem para o reconhecimento da fibra muscular esquelética (Figura 2.9). Entre elas destacam-se (Lamb e Hobart, 1992; Luttmann, 1996):

- Linhas Z: As linhas Z são formadas pelas interligações existentes entre os finos miofilamentos dos sarcómeros adjacentes. Duas linhas Z adjacentes definem um sarcómero;
- Faixa A: A faixa A é composta pelos dois filamentos proteicos (actina e miosina);
- Faixa H: A faixa H é uma parte da faixa A formada apenas por filamentos de miosina;
- Faixa I: A faixa I é adjacente à faixa A e contém apenas filamentos de actina.

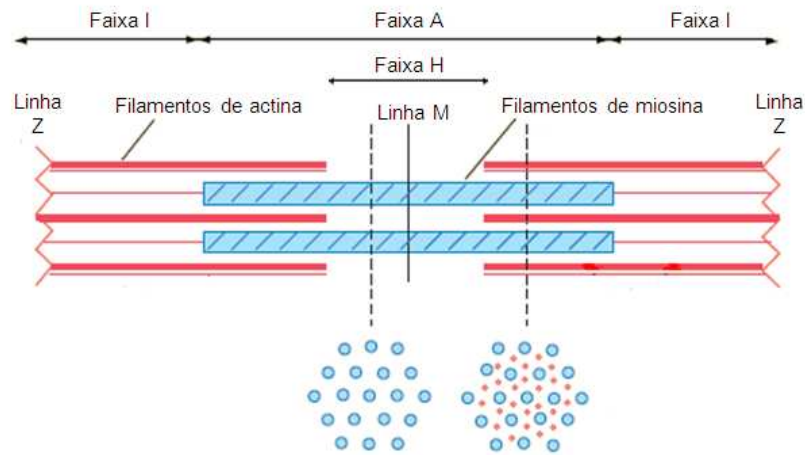


Figura 2.9: Estrutura de um sarcômero (adaptada de Hopkins, (2005))

### 2.9.3. Processo de contração muscular

O processo de contração muscular está intimamente relacionado com o sistema neurológico pelo que se torna importante perceber que as fibras musculares apenas se contraem quando são estimuladas por um neurónio motor. Estes neurónios são constituídos por corpos celulares (localizados na espinhal medula, pelo que a origem destes neurónios é nesse mesmo local), dentrites e fibras nervosas (também chamadas de axónios). As fibras nervosas destes neurónios projectam-se para o músculo, ramificam-se, e cada ramificação vai ligar a uma única fibra muscular através das junções neuromusculares (De Luca, 2008). Todo este processo de inervação de um músculo está constante na Figura 2.10.

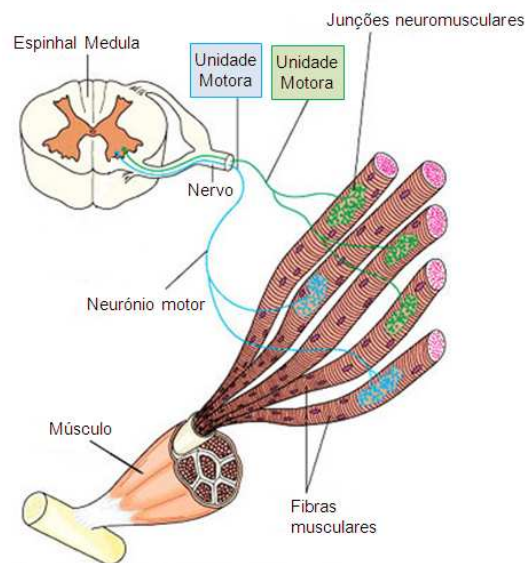
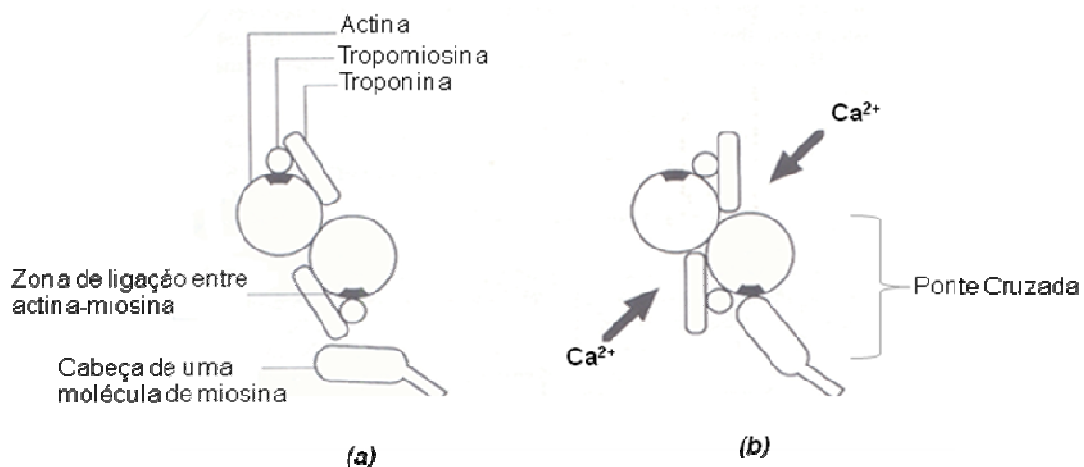


Figura 2.10: Inervação de um músculo (adaptada de Department of Biology, University of Miami)

Por outro lado, a unidade motora é a subdivisão funcional mais pequena do músculo e é formada por um axónio e por todas as fibras musculares que são inervadas a partir das ramificações desse mesmo axónio. Deste modo, quando uma determinada unidade motora é contraída as respectivas fibras musculares contraem-se (De Luca, 2008).

Assim, com a chegada do impulso nervoso às junções neuromusculares, ocorre a libertação de acetilcolina que desencadeia uma despolarização do sarcolema (assunto que será abordado com maior detalhe no parágrafo seguinte deste trabalho) e posteriormente gera-se um potencial de acção muscular, espalhando-se primeiramente por todo o sarcolema e posteriormente em profundidade, para o interior da fibra muscular através dos túbulos transversos. Por sua vez, os iões de  $\text{Ca}^{2+}$  são libertados do retículo sarcoplasmático onde estavam armazenados e são difundidos para as miofibrilhas. Os iões de  $\text{Ca}^{2+}$  libertados ligam-se às moléculas de troponina, que se modificam, o que causa um deslocamento na posição das moléculas de tropomiosina. Consequentemente, os espaços de ligação entre os filamentos de actina e miosina ficam expostos formando-se pontes cruzadas, como se pode verificar na Figura 2.11 (Luttmann, 1996). Tal irá provocar alterações ao nível de cada sarcómero que convém mencionar que é a menor unidade contráctil do músculo (Hopkins, 2005).



**Figura 2.11: Processo de formação de pontes cruzadas durante a contração de um músculo - (a) músculo relaxado; (b) músculo contraído (adaptada de Luttmann, 1996)**

Durante a contração, os filamentos de actina deslizam ao longo dos filamentos de miosina, resultando, por isso, numa diminuição das faixas H e I e consequentemente da distância entre as linhas Z. Deste modo, a contração de todos os sarcómeros faz reduzir o comprimento das fibras musculares, embora o comprimento da faixa A se mantenha inalterada (Lamb e Hobart,

1992). De seguida apresenta-se um esquema que traduz, de forma simplificada, todo o processo de contracção muscular (Figura 2.12).

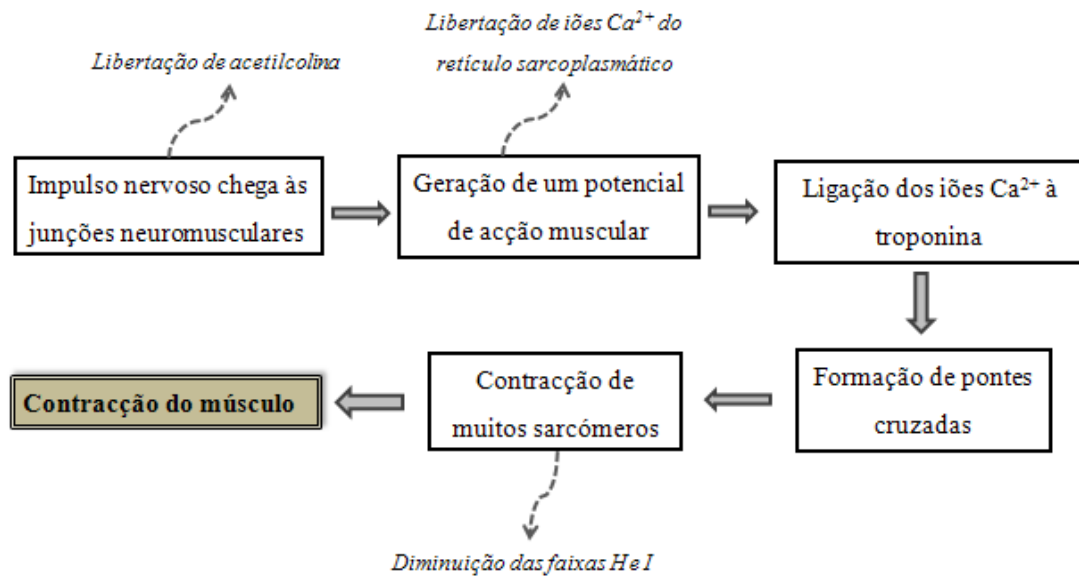


Figura 2.12: Processo de contracção muscular

#### 2.9.4. Origem do sinal electromiográfico

O potencial de acção muscular é sempre desencadeado quando o sarcolema é despolarizado, isto é, quando ocorre uma mudança do potencial que existe no interior e exterior das fibras musculares. Esta despolarização é a origem do SEMG (Luttmann, 1996).

O sarcolema é uma membrana semipermeável constituída por uma bicamada lípida e que tem canais pelos quais determinados iões se podem movimentar entre o fluído intracelular e o fluído intersticial (ou extracelular). A informação quantitativa, relativa à concentração existente de iões é apresentada na Tabela 2.6.

Tabela 2.6: Concentração dos iões mais relevantes no fluído intracelular e intersticial de um músculo (adaptado de Lamb e Hobart (1992) e Luttmann (1996))

	Concentração intracelular (mmol/l)	Concentração intersticial (mmol/l)
$\text{Na}^+$ (catiões de sódio)	12-14	142-145
$\text{K}^+$ (catiões de potássio)	140-155	4
$\text{Cl}^-$ (aniões de cloro)	4	120-125
$\text{A}^-$ (aniões proteicos)	150-155	-

Através da Tabela 2.6, torna-se perceptível que o fluído intracelular é composto por uma alta concentração de cations de potássio ( $K^+$ ) e de anions proteicos ( $A^-$ ), enquanto o fluído intersticial é caracterizado por uma elevada concentração de cations de sódio ( $Na^+$ ) e de anions de cloro ( $Cl^-$ ) (Lamb e Hobart, 1992; Luttmann, 1996).

A distribuição desigual de cations de potássio e de sódio, resultam do facto da membrana conter proteínas de transporte, responsáveis pelo transporte activo, isto é, pelo transporte de iões, através da membrana, contra o gradiente de concentração (do local onde existe uma menor concentração, para o local onde existe uma maior concentração). Assim, os iões de  $Na^+$  passam do fluído intracelular para o intersticial e os iões de  $K^+$  são transportados no sentido inverso, existindo consumo de energia para esse efeito.

Por outro lado, a desigualdade verificada ao nível da concentração de anions (Tabela 2.6) é devida ao facto dos anions proteicos ( $A^-$ ) não conseguirem passar através da membrana devido ao seu tamanho, pelo que permanecem no fluído intracelular. Consequentemente, por razões de neutralidade, os anions de cloro ( $Cl^-$ ) ficam no fluído intersticial (Luttmann, 1996).

Em repouso, e em função das concentrações dos iões constantes na Tabela 2.6 a diferença de potencial entre o fluído intracelular e o intersticial é de -75/-80 mV (Lamb e Hobart, 1992; Luttmann, 1996).

Como já foi dito anteriormente, os músculos contraem-se aquando da recepção de um impulso nervoso devido à despolarização da membrana pelo que a diferença de potencial existente em repouso vai sofrer alterações, podendo esta diferença de potencial ser captada recorrendo à sEMG. Deste modo, esta ferramenta dá indicadores, que após algum tratamento, são capazes de avaliar o nível de contracção, e consequentemente o esforço, a que um determinado músculo está sujeito em determinadas actividades reais (Luttmann, 1996).

### **2.9.5. Eléctrodos de superfície**

Os eléctrodos de superfície são sensores que captam a actividade eléctrica produzida pelas fibras musculares e que se difunde até à superfície da pele, existindo uma gama muito vasta deste tipo de eléctrodos, embora todos eles têm em comum o interface metal-electrólito, isto é, o interface entre os contactos metálicos localizados nos tecidos da pele e o material



electrólito (solução ou uma cola electrolítica) que não é mais que a parte activa dos eléctrodos. É através deste interface que ocorrem as trocas entre os iões existentes nos tecidos musculares e os electrões presentes no equipamento utilizado para captação do SEMG (Soderberg, 1992; Roy et al., 2007).

Os eléctrodos de superfície, embora sejam de fácil colocação e bem tolerados pelos operadores apresentam como principal desvantagem o facto de poderem captar informações provenientes de músculos adjacentes. Este fenómeno é denominado por *crosstalk* e será um assunto com especial foco no parágrafo 2.12 (Marras, 1990; Soderberg, 1992). Como já foi referido anteriormente, verificou-se uma crescente utilização da sEMG desde os anos 90. Contudo, cada investigador seguia a sua própria metodologia, resultando consequentemente diferentes metodologias entre grupos de trabalho e utilizadores desta técnica (Hermens et al., 2000).

Assim, entre 1996-1999 realizou-se um projecto financiado no contexto do programa *Biomed2* da Comunidade Europeia, ao qual foi dado o nome de “EMG de superfície para uma avaliação não invasiva dos músculos” (SENIAM) (Stegeman e Hermans, 1999). O objectivo deste projecto consistia em desenvolver recomendações ao nível das características dos eléctrodos de superfície, e também de procedimentos de colocação dos eléctrodos em função do músculo que se pretende estudar (ver parágrafo 2.9.6). Todas essas recomendações tiveram por base a consulta e posterior análise de 144 artigos publicados em sete revistas periódicas (Hermens et al., 2000).

De seguida, algumas características relativas aos eléctrodos de superfície serão abordadas.

#### i. Configuração

A configuração dos eléctrodos diz, essencialmente, respeito ao facto de estes serem bipolares ou monoplores. O projecto SENIAM constatou que 88% das publicações consultadas tinham referência a este dado e destas, 91% recorriam à utilização de eléctrodos bipolares (Hermens et al., 2000), pelo que se pode afirmar que os eléctrodos do tipo bipolar são os mais frequentemente encontrados na literatura (Soderberg, 1992).

Estudos consultados, que não foram analisados no âmbito do projecto SENIAM (não pertencentes aos periódicos e/ou aos volumes dos periódicos discriminados em Hermens et al.

(2000)) também evidenciam uma predominância da utilização de eléctrodos bipolares (Mogk e Keir, 2003(a); Johansson et al., 2004; Nordander et al., 2004; Hoozemans e Dieen, 2005; Østensvik et al., 2009), tendo-se apenas encontrado uma publicação onde os eléctrodos eram do tipo monopolar (Duque et al., 1995).

## ii. Material

O material dos eléctrodos deve proporcionar um bom contacto com a pele e simultaneamente uma baixa impedância de maneira a garantir um SEMG estável, com o mínimo ruído possível (Hermens et al., 2000). Assim, o material dos eléctrodos é um dos factores que influencia a qualidade do SEMG (Soderberg, 1992; Roy et al., 2007).

Segundo os resultados provenientes do projecto SENIAM, independentemente da configuração dos eléctrodos, o material mais utilizado é o de Ag/AgCl (*Prata/ Cloreto de Prata*). O projecto SENIAM verificou que apenas 57% das publicações consultadas mencionavam o material do eléctrodo e destas, 70% recorriam à utilização de eléctrodos de Ag/ AgCl (Hermens et al., 2000).

Em outras publicações consultadas, apesar de muitas delas não referirem o material do eléctrodo, não foi encontrada nenhuma em que o material constituinte fosse diferente de Ag/AgCl (Duque et al., 1995; Mogk e Kier, 2003(a); Nordander et al., 2004; (DiDomenico e Nussbaum, 2008; Hoozemans e Dieen, 2005; Roy et al., 2007).

## iii. Forma

Relativamente à forma dos eléctrodos de superfície, o projecto SENIAM chegou à conclusão que os eléctrodos circulares são os mais utilizados, sendo os rectangulares os que se seguem. Constatou-se que somente 52% das publicações consultadas referenciavam a forma do eléctrodo e destas, 79% eram circulares e 17% eram rectangulares. Contudo, comparando eléctrodos quadrados de dimensão  $R \times R$  com eléctrodos circulares de raio  $R$  não foram encontradas diferenças pelo que não se desenvolveram recomendações específicas relativamente à forma dos eléctrodos (Hermens et al., 2000). Neste âmbito, pode afirmar-se que a forma dos eléctrodos não influencia a qualidade do SEMG (Stegeman e Hermens, 1999).

Em outras publicações consultadas, em que das poucas que reportavam este parâmetro os eléctrodos apresentavam uma forma circular (Nordander et al., 2004) ou rectangular (DiDomenico e Nussbaum, 2008; Østensvik et al., 2009), indo ao encontro das formas mais frequentemente encontradas na literatura revista no projecto SENIAM.

#### iv. Tamanho

No que diz respeito ao tamanho dos eléctrodos não existe um consenso na literatura pois não se verifica predominância de um tamanho em comparação com os restantes, o que pode ser observado pelos resultados obtidos no projecto SENIAM (Hermens et al., 2000), mas também em outras publicações consultadas (Nordander et al., 2004; DiDomenico e e Nussbaum, 2008; Østensvik et al., 2009).

O tamanho dos eléctrodos rectangulares é expresso em termos das dimensões largura/comprimento e o dos eléctrodos circulares em diâmetro (Hermens et al., 2000). Contudo, é de notar que geralmente, quando os autores reportam a forma dos eléctrodos mencionam também o respectivo tamanho. Ao contrário da forma, o tamanho tem influência na qualidade do SEMG, pelo que é recomendado que a dimensão dos eléctrodos (na direcção das fibras musculares) não deve exceder os 10 mm e, caso se recorra a eléctrodos circulares, são preferíveis os que possuem 10 mm de diâmetro (Stegeman e Hermens, 1999).

Em situações em que o músculo a ser avaliado é um músculo de grandes dimensões e consequentemente a área de interesse é maior, recomenda-se a utilização de eléctrodos de superfície maiores. No entanto, eléctrodos de dimensão mais reduzida são preferíveis quando a possibilidade de ocorrência de *crosstalk* proveniente de músculos adjacentes é superior (Marras, 1990).

Outras informações associadas ao tamanho dos eléctrodos, são por vezes relatadas, nomeadamente a área da região activa. Hoozemans e Dieen (2005) utilizam eléctrodos com uma área activa de 1 cm<sup>2</sup>, enquanto Soderberg (1992) afirma que o diâmetro do disco activo deve estar compreendido entre 1-5mm.

v. Distância inter-eléctrodos

A distância inter-eléctrodos (IED) é uma das propriedades mais relevantes dos eléctrodos de superfície, afectando assim o SEMG. Uma larga gama de valores para a IED foi encontrada nos artigos que serviram de base ao projecto SENIAM, apesar de essa variabilidade não estar relacionada com a dimensão dos músculos, sendo portanto, um parâmetro independente do músculo que se pretende avaliar. Contudo, a maioria dos autores utiliza uma IED de 20 mm (Hermens et al., 2000).

Em estudos não incluídos neste projecto verifica-se também uma tendência para a utilização de uma IED de 20 mm (Johansson et al., 2004; Nordander et al., 2004; Østensvik et al., 2009), apesar de também se terem encontrado, na literatura, IED's de 25 mm (Hoozemans e Dieen, 2005; DiDomenico e Nussbaum, 2008) e 30 mm (Mogk e Keir, 2003(a)).

De forma a resumir o que foi referido anteriormente, apresenta-se a Tabela 2.7 onde estão descritas as características dos eléctrodos de superfície mais frequentemente encontradas na literatura relativamente aos vários parâmetros analisados.

**Tabela 2.7: Características dos eléctrodos mais frequentemente encontradas na literatura**

<b>Parâmetros analisados</b>	<b>Configuração</b>	<b>Material</b>	<b>Forma</b>	<b>Tamanho</b>	<b>IED (mm)</b>
Características mais frequentes	Bipolar	Ag/AgCl	Circular	Não existe consenso	20
Influência na captação do SEMG	Sim	Sim	Não	Sim	Sim

### 2.9.6. Procedimento de colocação dos eléctrodos

Tal como já tinha sido mencionado anteriormente, o projecto SENIAM para além de ter realizado uma pesquisa sobre as características mais comuns dos eléctrodos de superfície, sugeriu algumas recomendações relativamente a procedimentos que se devem executar quando se recorre à sEMG. Assim, apresenta-se a sequência dos procedimentos que os investigadores devem seguir.

i. Seleção dos eléctrodos de superfície

A escolha dos eléctrodos de superfície é muito importante para o sucesso da gravação e interpretação do SEMG (Marras, 1990). Tal pode ser comprovado, consultando a Tabela 2.7, onde está perceptível que a grande parte dos parâmetros, que caracterizam os eléctrodos de superfície, influencia a captação do SEMG.

Assim, a selecção dos eléctrodos passa pela escolha das alternativas existentes perante cada um dos parâmetros descritos no parágrafo anterior deste relatório. Hermens et al. (2000) aconselha que esta escolha seja feita de acordo com as características descritas anteriormente, nomeadamente aquelas que mais frequentemente aparecem na literatura.

ii. Preparação da pele

Após seleccionados os eléctrodos, torna-se necessário preparar a pele sobre a qual os eléctrodos serão colocados, de maneira a se obter um SEMG de alta qualidade (Marras, 1990). Uma conveniente preparação da pele reduz a impedância existente entre a pele e os eléctrodos e consequentemente resulta numa melhor fixação (Hermens et al., 2000).

Assim, as principais recomendações residem essencialmente na adopção de algumas técnicas (Marras, 1990; Hermens et al., 2000; De Luca, 2008):

- Remoção de pêlos excessivos (note-se que se os pêlos forem em quantidade moderada poderão permanecer);
- Limpeza da pele com álcool e permitir que este evapore antes de serem colocados os eléctrodos.

Ainda neste âmbito, a utilização de um gel electrolítico para redução da impedância pele-eléctrodos tem gerado alguma controvérsia, uma vez que caso este não seja bem espalhado pode afectar seriamente o SEMG pois pode causar um pequeno circuito entre os dois eléctrodos (caso se tratem de eléctrodos bipolares). De forma a contornar esta situação, muitos investigadores recomendam a utilização de eléctrodos que já contêm um gel electrolítico (Hermens et al., 2000). De Luca (2008) desaconselha por completo a utilização de gel electrolítico na preparação da pele.

### iii. Colocação do operador na postura inicial

Os operados devem ser colocados numa postura inicial que permita a localização apropriada dos eléctrodos perante os músculos que se pretendem avaliar. Nesta postura inicial deve ser possível localizar claramente o músculo (através de palpação) e ainda a marcação de marcas anatómicas de referência que ajudarão a perceber o local onde devem ser colocados os eléctrodos (Hermens et al., 2000).

### iv. Localização e orientação do eléctrodo em relação ao músculo

Após o operador estar posicionado na postura inicial recomendada, a localização dos eléctrodos pode ser determinada. Contudo, torna-se importante mencionar que se entende por localização dos eléctrodos o centro dos dois eléctrodos bipolares, sendo que essa localização deverá permitir a obtenção de um SEMG estável e consequentemente de alta qualidade (Hermens et al., 2000).

Alguns investigadores, desenvolveram métodos específicos (com linhas de referência traçadas entre duas marcas anatómicas e respectiva distância que o eléctrodo deve ser colocado a partir de uma dessas marcas) para a localização dos eléctrodos, em função do músculo que se pretende analisar (Soderberg, 1992; Zipp, 1982).

Tendo em conta que a orientação dos eléctrodos é definida como sendo a posição da linha entre os dois eléctrodos relativamente à direcção das fibras musculares, pode afirmar-se que os eléctrodos deverão ser orientados de maneira a seguirem a direcção das fibras musculares (Hermens et al., 2000; De Luca, 2008).

Assim, uma localização apropriada dos eléctrodos deverá (De Luca, 2008):

- Aumentar a estabilidade do SEMG;
- Aumentar a razão sinal-ruído, sendo o ruído interferências eléctricas independentes do esforço realizado;
- Diminuir o *crosstalk*.

v. Localização dos eléctrodos de referência

A localização dos eléctrodos de referência é muito raramente mencionada na literatura. Contudo, sabe-se que os eléctrodos de referência devem ser colocados a uma certa distância dos músculos activos, nomeadamente em tecidos electricamente inactivos. Assim, tanto quanto possível, os eléctrodos devem colocados nas proximidades de um osso e/ou tendão ou então a seguir aos eléctrodos que captam o SEMG (Hermens et al., 2000).

Marras (1990) é da opinião que os eléctrodos de referência devem possuir dimensões superiores à dos eléctrdos destinados à captação do SEMG.

vi. Fixação dos eléctrodos na pele

No que diz respeito à fixação dos eléctrodos, sugere-se a utilização de fitas elásticas (Hermens et al., 2000) e de um bom adesivo (De Luca, 2008) para evitar possíveis deslocamentos dos eléctrodos, e por outro lado, evitar que os cabos de ligação entre os eléctrodos e o respectivo equipamento se soltem das zonas de encaixe. Contudo, estes procedimentos não devem, em nenhum caso, limitar ou dificultar a livre movimentação do operador (Hermens et al., 2000).

vii. Teste da ligação

Após a fixação dos eléctrodos, deve proceder-se à realização de um teste para se perceber se os eléctrodos estão devidamente colocados no músculo e ligados ao equipamento de EMG de maneira a se poder confiar no SEMG que posteriormente se venha a captar (Hermens et al., 2000).

Na literatura, em muitos estudos que recorrem à sEMG, verifica-se que nem sempre a informação reportada é a mesma no que diz respeito aos procedimentos adoptados, omitindo-se, por vezes, informação importante (como foi perceptível aquando da abordagem aos parâmetros que caracterizam os eléctrodos) que poderia ser interessante conhecer para futuros trabalhos e também na comparação de resultados provenientes de diferentes estudos.

Neste âmbito, para uma uniformização da informação que deve ser relatada quando se utiliza a sEMG, Merletti (1999) sugeriu que em todos os estudos fossem discriminadas as seguintes informações:

- Propriedades dos eléctrodos de superfície escolhidos ao nível de:
  - Material dos eléctrodos;
  - Forma dos eléctrodos;
  - Tamanho dos eléctrodos (em termos de diâmetro, raio, largura x comprimento);
  - IED;
  - Forma como se preparou a pele para colocação dos eléctrodos;
  - Localização dos eléctrodos e orientação relativamente aos tendões e às fibras musculares.

### 2.9.7. Factores que influenciam o SEMG

Existe um conjunto de muitas variáveis que afecta o SEMG sendo que muitas delas não podem ser controladas pelos investigadores pois trata-se de características próprias dos operadores, onde a variabilidade se torna elevadíssima (De Luca, 1997).

Assim, pode dividir-se os factores que influenciam o SEMG em três grandes grupos:

#### i. Factores causais

Dentro deste grupo, podem-se ainda distinguir dois sub-grupos:

*Factores extrínsecos:* Todas as características dos eléctrodos que influenciam o SEMG, já mencionadas anteriormente na Tabela 2.7, pois são estes parâmetros que condicionam o número de unidades motoras activas. Deste modo, estes factores são os que podem ser controlados pelos investigadores;

*Factores intrínsecos:* Características anatómicas, biomecânicas e fisiológicas dos músculos, isto é, incontroláveis pelo experimentador, entre as quais se destacam:

- Tipo de composição das fibras musculares que determina a mudança de pH do fluído intersticial durante a contracção muscular;
- O fluxo sanguíneo no músculo, que está relacionado com a velocidade de remoção dos produtos metabólicos;
- Diâmetro das fibras musculares que influencia a amplitude e velocidade de condução do potencial de acção que constitui o SEMG;
- A profundidade e a localização das fibras musculares activas no músculo;



- A quantidade de tecidos existentes entre o músculo e a superfície da pele onde está localizado o eléctrodo. Este assunto é abordado e estudado em mais pormenor em Baars et al. (2006).

#### ii. Factores Intermediários

Os factores intermediários estão relacionados com fenómenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais factores causais onde se destaca (De Luca, 1997):

- O *crosstalk* proveniente dos músculos adjacentes, que deste modo, contamina o SEMG e consequentemente a interpretação do mesmo;
- A velocidade de condução dos potenciais de acção que se propagam ao longo da membrana das fibras musculares.

#### iii. Factores Determinísticos

Por último, os factores determinísticos estão relacionados com a geração da informação contida no SEMG:

- Interação mecânica entre as fibras musculares;
- O número de unidades motoras detectadas;
- A estabilidade das unidades motoras.

### **2.10. Normalização dos dados**

O SEMG, tal como explicado no parágrafo anterior, é influenciado pelas características inerentes aos próprios operadores, tais como as propriedades dos tecidos e a capacidade muscular. Deste modo, quando se pretende comparar o SEMG gerado por diferentes operadores surge a necessidade de encontrar métodos adequados para normalizar os dados retirados directamente da sEMG (Marras, 1990; Mathiassen et al., 1994).

Contudo, alguns autores recomendam que antes dos registos/ensaios experimentais se deve gravar os valores máximos, em descanso, para cada grupo muscular a analisar. Nestes casos, o sEMG deve ser captado enquanto os operadores mantêm uma postura sem geração de força, apesar de existir actividade de alguns músculos para manter a mão e o antebraço na postura adequada (De Luca, 2008; DiDomenico e Nussbaum, 2008).

Mathiassen et al. (1994), recomenda que quando se relata a metodologia utilizada na normalização do SEMG se deve reportar seis elementos, sendo que de seguida, se fará uma pequena abordagem a cada um deles.

i. Variável a que se recorre para normalizar o SEMG

A maioria dos investigadores recorre, geralmente, à normalização do SEMG (que é dado em  $\mu\text{V}$ ) através de ensaios de esforço sub-máximo ou máximo, sendo o SEMG expresso respectivamente em termos de % RVE (contração eléctrica voluntária, sub-máxima e de referência) ou % MVE (contração eléctrica voluntária máxima) (Marras, 1990; Mathiassen et al., 1994).

O ideal será escolher o método de normalização que reduza a variabilidade entre os operadores do grupo em estudo (por exemplo, um grupo com medidas antropométricas similares, mas em que possuam capacidades em termos de força diferentes aparecerão resultados mais homogéneos caso o SEMG seja normalizado em termos de %RVE) (Mathiassen et al., 1994).

- *Ensaio de esforço sub-máximo*

Entende-se por % RVE a percentagem de activação eléctrica obtida a partir de uma contração voluntária sub-máxima de referência (RVC, que é dada em Kg). Neste caso, o SEMG obtido em trabalho para cada um dos operadores é normalizado a partir do SEMG obtido quando os operados estão sujeitos a uma mesma carga exterior constante. A este último valor do SEMG dá-se o nome de RVE (expresso em  $\mu\text{V}$ ) (Mathiassen et al., 1994).

- *Ensaio de esforço máximo*

De forma análoga, entende-se por % MVE a percentagem de activação eléctrica obtida a partir de uma contração voluntária máxima (MVC, que é dada em Kg). Nesta situação, o SEMG obtido em trabalho para cada um dos operadores é normalizado a partir do SEMG obtido quando os operadores exercem a sua força máxima. Este último valor do SEMG denomina-se por MVE (expresso em  $\mu\text{V}$ ) (Mathiassen et al., 1994).

Os ensaios que permitem determinar o MVE de um determinado músculo devem ser realizados numa posição representativa da tarefa que posteriormente se irá realizar (Marras, 1990).

Contudo, surgem alguns problemas e limitações quando se realizam estes ensaios de esforço máximo pois para tal, é necessária uma cooperação total do operador e também uma motivação para que estes “dêem o seu melhor”. Assim, a questão que se coloca é se realmente os operadores realizam a sua força máxima quando tal lhes é pedido.

Neste contexto, estas medições são difíceis de executar devido a alguns factores (Kroemer e Marras, 1980):

- Operadores são, por vezes, inexperientes;
- Avaliação é feita em pequenos períodos de tempo;
- Pode existir ou não uma cooperação total por parte do operador.

Kroemer e Marras, (1980) apresentaram uma listagem de factores e/ou circunstâncias que podem afectar positivamente (+), negativamente (-) ou de forma imprevisível (?) o desempenho dos operadores na realização de esforços máximos (Tabela 2.8).

**Tabela 2.8: Factores e/ou circunstâncias que afectam a motivação dos operadores e respectivo impacto no desempenho máximo muscular**

<b>Factores/Circunstâncias</b>	<b>Efeito</b>	<b>Factores/Circunstâncias</b>	<b>Efeito</b>
<i>Feedback</i> dos resultados	+	Competição	+ / -
Instrução de como a força deve ser exercida	+	Encorajamento verbal	+ / -
Elevação do ego dos operadores	+	Espectadores	?
Agentes farmacêuticos (drogas)	+	Decepção do investigador	?
Hipnose	+	Medo de insultos	-
Recompensas/ incentivos por objectivos	+ / -	Decepção do operador	-

Contudo, é conveniente referir que têm surgido novas formas de normalizar o SEMG, embora as mencionadas anteriormente continuem a ser as mais usadas (Merletti et al., 1995).

## ii. Localização dos eléctrodos

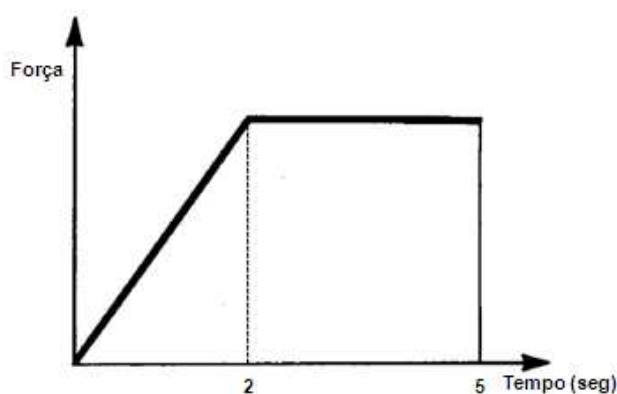
Apesar de grande parte dos investigadores não indicarem a localização exacta dos eléctrodos, mais uma vez se faz referência à importância de se reportar a localização dos eléctrodos. Os eléctrodos que captam o MVE e/ou o RVE deverão ser os mesmos que aqueles que são utilizados para captação do SEMG em trabalho (Mathiassen et al., 1994).

## iii. Postura do operador

Deve-se sempre indicar a postura da mão e do tronco que o operador deve adoptar para cada um dos ensaios de MVE e/ou RVE que se pretendem realizar. Estas dependem do músculo que o ensaio escolhido pretende activar (Mathiassen et al., 1994).

## iv. Carga e duração da contracção de referência

Em 1974, Cadwell propôs um regime de teste *standard* para se medir a força máxima que os operadores eram capazes de realizar. Este regime pressuponha que durante 2 segundos os operadores elevassem a sua força ao máximo e durante os 3 segundos seguintes mantivessem a força (Kroemer e Marras, 1980). Tal está ilustrado na Figura 2.13.



**Figura 2.13:** Regime de teste standard para se medir a força máxima, proposto por Cadwell (adaptada de Kroemer e Marras (1980))

Apesar de ser uma metodologia proposta há muitos anos atrás, continua a ser aceite por investigadores actuais (Hoozemans e Dieen, 2005; Koppelaar e Wells, 2005). Em contraste ao Regime de Cadwell, DiDomenico e Nussbaum (2008) solicitaram aos operadores a realização de um pico de esforço máximo ao invés de susterem a força máxima durante 3 segundos.

v. Processamento do sinal

O SEMG deverá ser suavizado, transformando-se a forma bipolar (*raw*) em valores médios de RMS (Mathiassen et al., 1994).

vi. Número de repetições das contracções de referência

No que diz respeito aos ensaios realizados com base em esforços sub-máximos, Mathiassen et al. (1994), sugere a realização de 4 ensaios, sendo a média desses 4 ensaios aquele que constitui o valor de RVE que será utilizado para a normalização.

Por outro lado, o número de repetições das contracções de referência, apesar de em muitos estudos não ter sido mencionada, difere muito de investigador para investigador. Por exemplo:

- Mathiassen et al. (1994) recomenda a realização de 3 ensaios, sendo o valor mais alto dos três o que será utilizado para normalização do SEMG;
- Johansson et al. (2004) recorreu a 4 ensaios embora só tendo utilizado os dois mais altos para normalização do SEMG;
- Hoozemans e Dieen (2005) realizaram 2 ensaios sendo o valor do MVE calculado a partir da média dos 2;
- Koppelaar e Wells (2005) recorreram a 3 ensaios e determinou o valor do MVE com base na média obtida a partir de todos os ensaios realizados.

## **2.11. Métodos de análise para avaliação do risco para fadiga**

Como já foi mencionado anteriormente, a sEMG é frequentemente utilizada para avaliar o nível de actividade de um músculo, sendo um bom indicador para avaliação do risco para fadiga.

Um dos métodos mais utilizados para avaliação do risco para fadiga é o método da função de distribuição da probabilidade de amplitude (APDF) (Bjorksten e Jonsson, 1977; Jonsson, 1988). A APDF é uma ferramenta importante em investigações ergonómicas de forma a obter uma medição da distribuição de diferentes níveis de contracção durante o período de observação. A probabilidade dada por um determinado percentil representa a fracção do

tempo total que o operador está sujeito a um nível de contracção igual ou inferior a esse valor (Hagberg, 1979; Jonsson 1978; Jonsson, 1988).

Jonsson (1978), definiu três níveis de carga muscular a partir dos quais se tornava possível avaliar o risco para fadiga (Figura 2.14):

- P10 - Nível de contracção estática (*static*)
- P50 - Nível médio de actividade dinâmica (*dynamic*)
- P90 - Nível dos picos de actividade dinâmica (*peak*)

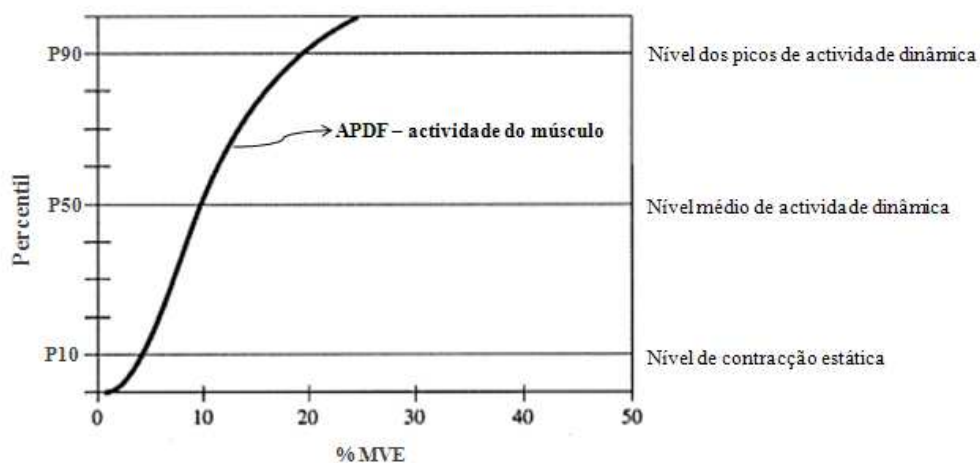


Figura 2.14: Função de distribuição da probabilidade de amplitude – APFD (adaptada de Jonsson (1978))

Tendo por base os três níveis de carga muscular, surgiram alguns critérios para a avaliação do risco para o aparecimento de fadiga os quais se apresentam na Tabela 2.9.

Tabela 2.9: Critérios para avaliação do risco para fadiga

Duração da actividade	% MVE		
	P10 - Nível de contracção estática	P50 - Nível médio de actividade dinâmica	P90 - Nível dos picos de actividade dinâmica 30-60 s
10 - 15 min	15 (*)	16 (**)	50-70 (***)
1 hora	7,9 (*)	7,6 (**)	50-70 (***)

(\*) Bjorksten e Jonsson (1977); (\*\*) Hagberg (1981); (\*\*\*) Jonsson (1978)

Contudo, é importante realçar a diferença entre os termos “nível de contracção estática” e “contracção estática” que tantas vezes são confundidos na literatura (Ankrum, 2000):

- Nível de contracção estática é o termo que geralmente se utiliza para referenciar o P10 da APDF, não sendo relativo a nenhuma tarefa em específico;
- Contracção estática diz respeito a tarefas em que os músculos estão activos sem muito movimento.

## 2.12. Músculos do antebraço vs *Crosstalk*

Os músculos do antebraço vão ser aqueles que serão alvo de estudo neste trabalho, pelo que nesta secção se vai dar relevância a eles.

O antebraço é constituído por um grande número de músculos, com uma grande proximidade entre eles, como pode ser visualizado na Figura 2.15 onde estão representados a maioria dos músculos que o constitui (Mogk e Keir, 2003(a)).



**Figura 2.15: Músculos do antebraço (adaptada de (Mogk e Keir., 2003(a)))**

Apesar de muitos autores não fazerem a distinção entre os músculos ECRL e o ECRB (Mogk e Keir, 2003 (b); Johansson et al., 2004; Koppelaar e Wells, 2005), há determinados investigadores que analisam estes dois músculos separadamente como é o caso de Matsushita et al. (1995), Hagg e Milerad (1997) e Hoozemans e Dieen (2005). No âmbito desta temática, Riek et al. (2000) provou a existência de claras diferenças entre estes dois músculos.

Contudo, para que se possa fazer uma escolha fundamentada dos músculos que se querem analisar é necessário, perceber, se são ou não músculos superficiais e quais os movimentos provocatórios. Para tal, consultaram-se algumas enciclopédias de músculos disponíveis *on-*

line, cujo resumo se apresenta na Tabela 2.10 (E-hand.com; LUMEN Master Muscle; Department of Radiology, University of Washington).

**Tabela 2.10: Quadro resumo da localização e região do antebraço onde se situam alguns músculos do antebraço e respectivos movimentos provocatórios**

	Músculos	ECU	EDC/ EDM	ECRL/ ECRB	BR	FCR	PL	FDS	FCU	FDS
<b>Localização</b>	Superficial	×	×	×	×	×		×	×	
	Profunda						×			×
<b>Região</b>	Anterior					×	×	×	×	×
	Posterior	×	×	×	×					
<b>Movimentos Provocatórios</b>	Extensão do punho	×		×						
	Flexão do punho					×	×	×	×	×
	Desvio cubital do punho	×							×	
	Desvio radial do punho			×		×				
	Flexão dos dedos (*)							×		×
	Extensão dos dedos		×							
	Flexão do cotovelo				×					

(\*) Excepto flexão do dedo polegar, que está a cargo de pequenos músculos profundos do antebraço, não contemplados neste quadro resumo

A proximidade dos músculos do antebraço tão bem evidenciada na Figura 2.15 e a área de superfície da pele existente, relativamente pequena, para se colocarem os eléctrodos faz com que a o SEMG captado ao nível de um dado músculo possa reflectir não só a actividade desse músculo, mas também ser influenciado pela activação de músculos adjacentes. Este fenómeno é chamado de *crosstalk* e como já se tem vindo a mencionar ao longo de toda esta exposição teórica é um dos aspectos que mais influencia o SEMG. É por isso, quase sempre apontado pelos investigadores como uma limitação e consequentemente um aspecto a ter em conta quando se interpretam resultados e se apontam conclusões aquando da realização de estudos que utilizam a sEMG como metodologia (Mogk e Keir, 2003(a)).



### **2.13. A actividade dos vários grupos musculares em tarefas que envolvam uma força do tipo apreensão manual**

Na literatura, foram encontrados muitos estudos que pretendem simular tarefas que envolvam uma força de apreensão manual, pelo que se torna interessante perceber quais os grupos musculares (pertencentes à região do antebraço) mais activos neste tipo de operações.

Nas tarefas de apreensão manual não só os músculos flexores estão activos. Os músculos extensores do punho devem também ser activados para neutralizar a flexão do punho causada pelos tendões que provocam a flexão dos dedos (Hagg et al., 1997). Contudo, ainda não existe consenso (através das várias investigações realizadas) de qual dos grupos musculares (flexores ou extensores) está mais activo neste tipo de tarefas.

Por um lado, duas das investigações de Mogk e Keir., (2003(b) e 2005) conduziram ao mesmo resultado, nomeadamente a uma maior activação dos músculos extensores. Matsushita et al. (1995) também chegou à mesma conclusão, havendo uma predominância dos extensores sobre os flexores, principalmente ao nível dos músculos ECU, ECRL e ECRB (o músculo ED já apresenta um nível de activação semelhante aos dos músculos flexores).

Por outro lado, Johansson et al. (2004), através da sua investigação identificou uma maior activação dos músculos responsáveis pelo desvio cubital do punho, ou seja, do ECU e do FCU.

Ainda neste domínio Hoozemans e Dieen (2005) estabeleceram modelos de regressão linear simples e múltipla na tentativa de explicar a força de apreensão manual (lida num dinamómetro) em função do valor do SEMG obtido em seis músculos do antebraço. Quando o SEMG era analisado de uma forma individual para cada músculo, verificou-se que os músculos FCR e o ED davam origem a um modelo de regressão linear onde a variância explicada era muito baixa ( $\approx 42-58\%$ ). Num outro modelo, onde agrupava o SEMG obtido nestes dois mesmos músculos, a variância explicada continuava a ser muito pequena ( $\approx 61\%$ ). Por outro lado, os modelos de regressão baseados nos restantes músculos em causa (FDS, ECU, ECRL, ECRB) já apresentavam variâncias explicadas bastante superiores ( $\approx 80\%$ ).

# Capítulo 3



## Metodologia de Investigação

### 3. Metodologia de Investigação

#### 3.1. Enquadramento dos estudos realizados e na metodologia de investigação

##### 3.1.1. Apresentação introdutória aos estudos realizados

A investigação que conduziu este projecto teve por base a realização de dois estudos, nomeadamente o estudo piloto e o estudo principal. Para que a realização destes dois estudos fosse viável, dois espaços distintos foram utilizados: o laboratório e um espaço exterior. Apesar da metodologia utilizada em cada um destes estudos estar exaustivamente descrita nos parágrafos 3.2 e 3.3 respectivamente, fazer-se-á de seguida, uma breve apresentação de cada uma delas para que posteriormente haja um melhor encadeamento de ideias e consequentemente uma melhor compreensão.

##### i. Estudo Piloto

O estudo piloto, como o próprio nome indica, antecedeu a realização do estudo principal deste projecto e tinha como único objectivo registar a aceleração da vibração emitida pelas ferramentas manuais eléctricas, utilizadas em contexto simulado de trabalho. A Figura 3.1 ilustra a forma como este estudo se desenrolou.

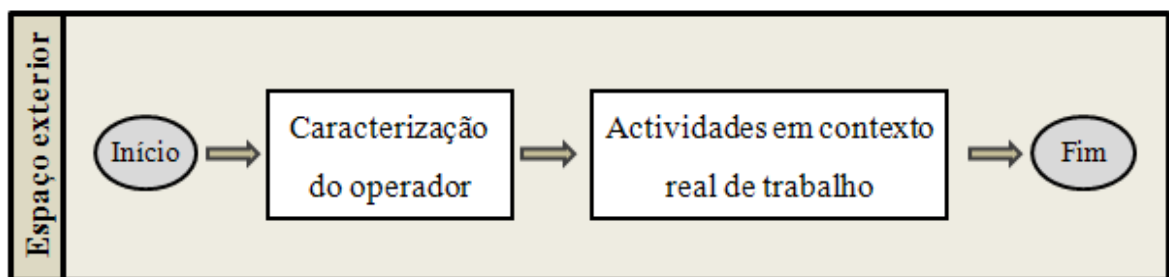
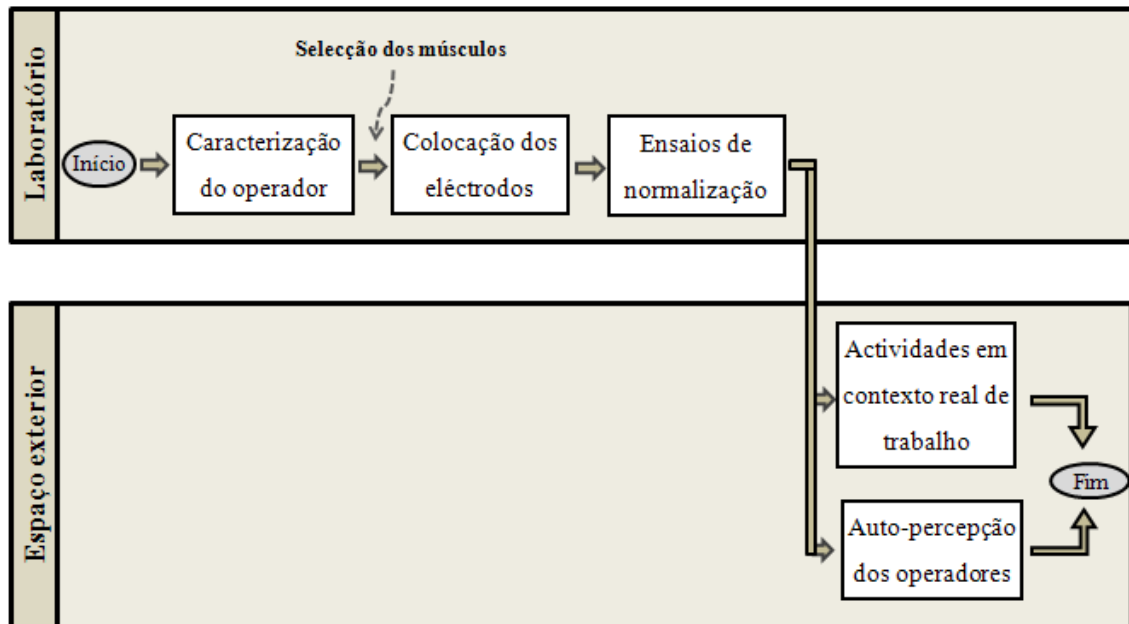


Figura 3.1: Apresentação do estudo piloto

##### ii. Estudo Principal

O estudo principal, por outro lado, tinha como objectivos a avaliação dos esforços no antebraço e a medição da vibração transmitida ao HAS durante a realização de tarefas que

implicassem o manuseamento de ferramentas manuais eléctricas (em contexto simulado de trabalho), com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias.



**Figura 3.2: Apresentação do estudo principal**

Neste contexto ainda introdutório, torna-se importante esclarecer que irão ser realizadas duas tarefas em contexto simulado de trabalho, que tanto fazem parte do estudo piloto como do estudo principal, pelo que se caracteriza, de seguida, cada uma delas:

- Tarefa 1: Serrar um bloco de madeira que era fixado através de um grampo;
- Tarefa 2: Realização de 1 furo de 20 mm de diâmetro, numa laje em betão.

É de notar, que a metodologia que se adoptou e que será descrita neste capítulo, foi criada para que se pudesse avaliar a utilização de luvas anti-vibratórias em contexto real de trabalho (e não em laboratório). Deste modo, irão existir diferenças intra operadores (isto é, quando o mesmo operador realiza tarefas distintas) e entre operadores (para a mesma tarefa), o que pode ser justificado através dos seguintes factores:

- Velocidade de execução das tarefas;
- Forma de pegar nas ferramentas manuais eléctricas;
- Distribuição desigual de esforço entre as duas mãos (tendo-se apenas registado valores para os músculos situados no antebraço da mão direita);
- Diferenças entre métodos e técnicas de trabalho;

- Heterogeneidade existente nas propriedades (por exemplo, rigidez) dos materiais (lajes e blocos de madeira) utilizados para a execução das tarefas em contexto simulado de trabalho.

É ainda de salientar que todas as metodologias de investigação adoptadas foram antecipadamente testadas por uma *test person*.

### 3.1.2. Equipamentos, ferramentas e materiais

Para que os objectivos propostos fossem alcançados, foi necessário um conjunto de equipamentos, ferramentas e materiais.

#### i. Equipamentos

- Equipamento de elctromiografia, MEGA 6000 (com *software* MegaWin v.2.3) – 4 canais, marca *MEGA Electronics*;
- Computador, marca *Accer* (modelo *Aspire 1350*) com *software* MegaWin v.2.3 instalado;
- MAESTRO – *Human Vibration meter* (modelo 10205), no qual está incluído um acelerómetro tri-axial;
- *Jamar Hydraulic Hand Dynamometer*, marca *Sammons Preston* (modelo 5030J1);
- *Manual Muscle Test System (MMT)*, marca *Lafayette Instrument* (modelo 01163);
- *Humidity and Temperature Indicator*, marca *Vaisala*;
- Máquina Fotográfica, marca *Cannon* (modelo PC1048).

Na Tabela 3.1, procede-se à alocação dos diferentes equipamentos às principais fases existentes nos estudos realizados.

Tabela 3.1: Alocação dos equipamentos às principais fases existentes nos estudos realizados

		Estudo Piloto	Estudo Principal		
		Actividades em contexto simulado de trabalho	Colocação de eléctrodos	Ensaaios para normalização do SEMG	Actividades em contexto simulado de trabalho
Equipamentos	MEGA 6000			×	×
	Computador			×	×
	MAESTRO				×
	<i>Jamar Hydraulic Hand Dynamometer</i>			×	
	<i>Manual Muscle Test System</i>			×	
	<i>Humidity and Temperature Indicator</i>	×			×
	Máquina Fotográfica	×	×	×	×

## ii. Ferramentas manuais eléctricas

No âmbito deste projecto, duas ferramentas manuais eléctricas serão utilizadas, tanto no estudo piloto como no estudo principal, nomeadamente nas actividades em contexto simulado de trabalho. As duas ferramentas utilizadas são (Figura 3.3):

- Cortador multifunções, marca *Bosch*, (modelo GOP 10,8 V-LI), ao qual deve ser associado o acessório “serra com lâmina de serra por imersão para madeira e metal” (modelo AIZ28EB);
- Martelo perfurador SDS-plus, marca *Bosch*, (modelo GBH 2-24 DSR) com broca SDS de dimensões 20 x 150 x 200 mm, isto é, diâmetro, comprimento útil e comprimento total respectivamente. Como esta é uma ferramenta constituída por duas pegas, apresenta-se na Figura 3.3 a nomenclatura que será utilizada ao longo deste trabalho quando se quiser fazer referência a cada uma dessas pegas.



**Figura 3.3:** Apresentação das ferramentas manuais eléctricas utilizadas no estudo em questão – (a) cortador multifunções; (b) martelo perfurador

Na Tabela 3.2 encontram-se descritas algumas características técnicas das ferramentas eléctricas que serão utilizadas.

**Tabela 3.2:** Características técnicas das ferramentas manuais eléctricas

	Cortador	Martelo Perfurador
Potência em vazio (W)	-	680
Peso (kg)	1,000	3,250
Valores totais de vibração ( $\text{m/s}^2$ ) <sup>(*)</sup>	13,1 <sup>(**)</sup>	11,0
Pega no equipamento	Barra de comando bi-manual	Barra de comando manual
Sistema de comando	Botoneira	Gatilho
Estado de conservação	Bom	Bom

(\*) Testes realizados em conformidade com EN60745

(\*\*) Para tarefa “serrar com lâmina de serra por imersão”

### iii. Materiais

Os materiais aos quais se teve de recorrer para realização do estudo em questão são apresentados na seguinte lista:

- Blocos de madeira;
- Laje em betão;
- Grampo;
- Fita métrica;
- Algodão, álcool e tintura de Benjoim;

- Adesivo, fitas elásticas e tesoura;
- Eléctrodos de superfície, marca *Blue Sensor* (modelo M-00-S) e cujas características estão especificadas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3: Características dos eléctrodos utilizados no estudo em questão

Configuração	Material	Forma	Tamanho		Área activa (cm)	IED (mm)
			Ø total (mm)	Ø activo (mm)		
Bipolar	Ag/AgCl	Circular	30	15	1,7	30

- Cinta de suporte ao equipamento ME6000;
- 2 pesos de 20N (*Newtons*) cada um (o que equivale a aproximadamente pesos de 2 kg) e cintas de suporte;
- Plataforma de cortiça com respectivos acessórios;
- Blocos de esferovite;
- Relógio mecânico;
- Adaptador para acelerómetro com fita de velcro;
- Extensão eléctrica;
- Óculos de protecção;
- 3 pares diferentes de luvas anti-vibratórias (Tabela 3.4).

Tabela 3.4: Apresentação das três luvas anti-vibratórias utilizadas no estudo em questão

Aspecto exterior			
Material	Pele de porco	Couro	Poliamida
Nomenclatura	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida

De forma análoga ao que foi feito para os equipamentos, vai-se alocar na Tabela 3.5 os materiais descritos anteriormente às principais fases existentes nos estudos realizados.



Tabela 3.5: Alocação dos materiais às principais fases existentes nos estudos realizados

		Estudo Piloto	Estudo Principal		
		Actividades em contexto simulado de trabalho	Colocação de eléctrodos	Ensaaios para normalização do SEMG	Actividades em contexto simulado de trabalho
Materiais	Blocos de madeira	×			×
	Laje em betão	×			×
	Grampo	×			×
	Fita métrica		×		
	Algodão, álcool e tintura de Benjoim		×		
	Adesivo, fitas elásticas e tesoura		×	×	×
	Eléctrodos de superfície		×	×	×
	Cinta de suporte ao equipamento ME6000				×
	2 pesos de 20N e cintas de suporte			×	
	Plataforma de cortiça			×	
	Blocos de esferovite			×	
	Relógio mecânico			×	
	Adaptador com fita de velcro				×
	Extensão Eléctrica	×			×
	Óculos de protecção	×			×
	3 pares diferentes de luvas anti-vibratórias				×

### 3.2. Estudo piloto: avaliação da aceleração nas ferramentas

#### 3.2.1. Caracterização dos operadores

Para caracterizar os operadores foi feito um pequeno questionário a cada um deles, que incidia essencialmente sobre dois aspectos fundamentais:

- Características individuais: idade, género, ocupação, experiência na manipulação de ferramentas manuais eléctricas, mão dominante;
- Historial clínico: ao nível de problemas e/ou lesões músculo-esqueléticos, neurológicos ou vasculares associadas à mão dominantes (uma vez que estes são os principais tipos de lesões provocadas quando se está exposto a vibrações).

Perante as informações recolhidas, pode afirmar-se que participaram no estudo piloto, 5 operadores voluntários, todos estudantes, do género masculino e sem qualquer tipo de experiência na manipulação de ferramentas manuais. A maioria dos operadores, mais concretamente 4 operadores, apresentava a mão direita como dominante, sendo a mão esquerda dominante no restante operador. Na Tabela 3.6 estão registados os dados relativos às restantes características individuais dos operadores ainda não mencionadas (idade, peso e altura).

**Tabela 3.6: Características individuais (idade, peso, altura) os operadores que participaram no estudo piloto (n=5)**

	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
<b>Idade (anos)</b>	22,4	1,14	21	24
<b>Peso (Kg)</b>	76,6	10,43	68	93
<b>Altura (cm)</b>	183,0	4,69	178	190

Os participantes neste estudo piloto não apresentaram queixas de saúde ao nível dos membros superiores, podendo por isso, ser considerados operadores saudáveis a este nível.

### 3.2.2. Ensaios em contexto simulado de trabalho

A medição da aceleração das ferramentas em contexto simulado de trabalho (tarefas 1 e 2) é o único objectivo do estudo piloto.

Assim, foi pedido aos operadores para realizarem as tarefas 1 (com cortador) e 2 (com martelo perfurador) em contexto simulado de trabalho, com o acelerómetro colocado nas pegas das ferramentas, e com os operadores devidamente protegidos com óculos de protecção. Contudo, como o martelo perfurador é constituído por duas pegas (ver Figura 3.3), houve a necessidade da tarefa 2 ser realizada em duas situações distintas (acelerómetro colocado na pega 1 e na pega 2). Para cada caso, foram realizados 2 ensaios por pessoa, obtendo-se um total de 10 registos de aceleração para cada uma das situações analisadas.

Deste modo, tem-se:

- Realização da tarefa 1 com o acelerómetro colocada na pega da ferramenta (sendo a média de cada ensaio 58 segundos);
- Realização da tarefa 2 com o acelerómetro colocada na pega 1 da ferramenta (sendo a média de cada ensaio 27 segundos);
- Realização da tarefa 2 com o acelerómetro colocada na pega 2 da ferramenta (sendo a média de cada ensaio 32 segundos).

Nas três situações, o acelerómetro tri-axial foi colocado nas pegas das ferramentas (com auxílio a fitas de plástico que já estavam incluídas no equipamento MAESTRO) em conformidade com a Norma ISO 5349-1 (2001), respeitando o sistema de coordenadas estabelecidas nesta mesma norma e descritas na Figura 2.3.

Foram ainda registados os valores da temperatura e da humidade relativa (tal como indica a Norma 5349-2 (2002)), para caracterizar as condições ambientais aquando da realização dos ensaios, através do equipamento *Humidity and Temperature Indicator*. Como todos os ensaios deste estudo piloto foram realizados no mesmo dia e na mesma altura do dia, apenas se registou um valor para a temperatura (28,4°C) e outro para a humidade relativa (32,1%). Nota-se que não se registou o valor do ruído, conforme indica a Norma 5349-2 (2002) uma vez que o local onde se efectuaram os ensaios experimentais não apresenta grandes oscilações ao nível de ruído.

### 3.3. Estudo Principal: avaliação dos esforços no antebraço e vibração transmitida ao HAS durante a utilização de luvas anti-vibratórias

#### 3.3.1. Caracterização dos operadores

A caracterização dos operadores no estudo principal foi feita recorrendo ao mesmo questionário que se utilizou no estudo piloto, pelo que as informações recolhidas foram as mesmas.

Deste modo, 14 operadores voluntários, estudantes e do género masculino participaram no estudo principal e nenhum deles apresentava experiência na manipulação de ferramentas manuais. Em todos eles, a mão direita era a mão dominante. De forma análoga ao que foi feito para o estudo piloto, na Tabela 3.7 estão registados os dados relativos às restantes características individuais dos operadores ainda não mencionadas (idade, peso e altura).

**Tabela 3.7: Características individuais (idade, peso, altura) os operadores que participaram no estudo principal (n=14)**

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
<b>Idade (anos)</b>	23,0	2,32	16	27
<b>Peso (Kg)</b>	75,3	7,12	65	90
<b>Altura (cm)</b>	180,0	5,01	170	186

Os participantes do estudo principal não apresentaram problemas músculo-esqueléticos, vasculares e neurológicos ao nível da mão dominante.

#### 3.3.2. Selecção dos músculos em análise

A selecção dos músculos, apesar de não ser uma etapa distinta deste estudo principal, é incluída no parágrafo 3.3 deste trabalho por afectar significativamente os procedimentos que nele são adoptados.

Para tomar esta decisão atendeu-se às informações reportadas nos parágrafos 2.12 e 2.13 da revisão bibliográfica que foi efectuada. Por um lado, uma vez que se utiliza a sEMG, os músculos escolhidos têm de ser músculos superficiais (ver Tabela 2.10); por outro lado, sendo as tarefas realizadas em contexto simulado de trabalho, tarefas do tipo de apreensão manual, é de maior interesse analisar os músculos que estão mais activos neste tipo de tarefas, tendo em atenção as restrições do equipamento ME6000 relativamente ao número de canais.

Deste modo, os músculos FDS, FCU, ECU e ECRL foram os escolhidos para serem alvo de estudo neste projecto. Na Tabela 3.8 faz-se a associação de cada um destes músculos ao respectivo canal do equipamento ME6000.

**Tabela 3.8: Correspondência entre os vários canais do equipamento ME6000 e os vários músculos**

<b>Canal</b>	1	2	3	4
<b>Músculo</b>	FDS	FCU	ECU	ECRL

### 3.3.3. Colocação dos eléctrodos

Nesta investigação, foram seguidos os vários passos relativos aos procedimentos de colocação dos eléctrodos que resultaram do projecto SENIAM (Hermens et al., 2000) e que foram descritos no parágrafo 2.9.6. Assim, de seguida é apresentada a forma como cada uma desses passos foram enquadrados na realidade deste projecto.

#### i. Seleção dos eléctrodos de superfície

As características dos eléctrodos de superfície escolhidos estão descritas na Tabela 3.3., sendo que a grande maioria está concordante com as características mais frequentemente encontradas na literatura (ver Tabela 2.7). A única ressalva que se julga ser pertinente fazer diz respeito ao tamanho dos eléctrodos. Apesar de Marras (1990) ter recomendado a utilização de eléctrodos de dimensão reduzida em situações em que a ocorrência de *crosstalk* é mais frequente, como é o caso da região do antebraço, optou-se por utilizar eléctrodos de maior dimensão (e desta forma com uma maior superfície de contacto com a pele) de maneira a evitar deslocações e descolagens dos eléctrodos durante as actividades em contexto simulado de trabalho, pois a execução da totalidade do protocolo de ensaio é de longa duração

e por outro lado, a realização das tarefas implicam movimentação de objectos com utilização da região do antebraço.

Consequentemente, devido ao diâmetro dos eléctrodos ser de 30 mm, a IED que foi adoptada não coincide com a mais frequente (20 mm), tendo-se portanto utilizado uma IED de 30 mm (distância mínima possível tendo em conta o diâmetro dos eléctrodos), o que se traduz na inexistência de espaçamento entre os dois eléctrodos.

#### ii. Preparação da pele

A pele dos operadores foi preparada cuidadosamente. Primeiramente foi limpa com álcool; posteriormente, depois deste evaporar, colocou-se na pele dos operadores tintura de Benjoim, para melhorar a aderência dos eléctrodos à pele.

#### iii. Colocação do operador na postura inicial

A postura inicial solicitada ao operador, depende do músculo sobre o qual se vai colocar os eléctrodos, uma vez que a postura a adoptar deve ser aquela que torna mais fácil a marcação dos pontos e das linhas de referência que auxiliam a localização dos músculos. Assim, a Tabela 3.9 descreve qual a postura mais adequada para cada um dos músculos analisados.

**Tabela 3.9: Postura inicial que os operadores devem adoptar para colocação dos eléctrodos**

<b>Músculo</b>	<b>FDS</b>	<b>FCU</b>	<b>ECU</b>	<b>ECRL</b>
<b>Postura</b>	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Palma da mão para cima.	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Palma da mão para cima.	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Palma da mão para baixo.	Operador sentado; Cotovelo a 90°; ½ pronação do antebraço; Face cubital da mão sobre a mesa.

#### iv. Localização dos eléctrodos

Os eléctrodos foram colocados sobre os músculos, previamente seleccionados, do antebraço correspondente à mão dominante. Como é expectável, para cada músculo existiu um procedimento de localização de eléctrodos específico. Assim, tem-se:

- ***Flexor Digitorum Superficialis*** (FDS): a metodologia adoptada para localização dos eléctrodos sobre o músculo FDS está descrita de seguida, podendo ser acompanhada através da Figura 3.4 (Zipp, 1982).

1. Marcar epicôndilo medial do úmero (EMU);
2. Marcar processo estilóide do cúbito (PEC);
3. Marcar processo estilóide do rádio (PER);
4. Marcar o ponto médio PEC-PER (PM);
5. Traçar linha condutora: EMU-PM;
6. Medir comprimento da linha condutora (EMU-PM) = a;
7. Localização dos eléctrodos =  $a * 1/4 = X$ .

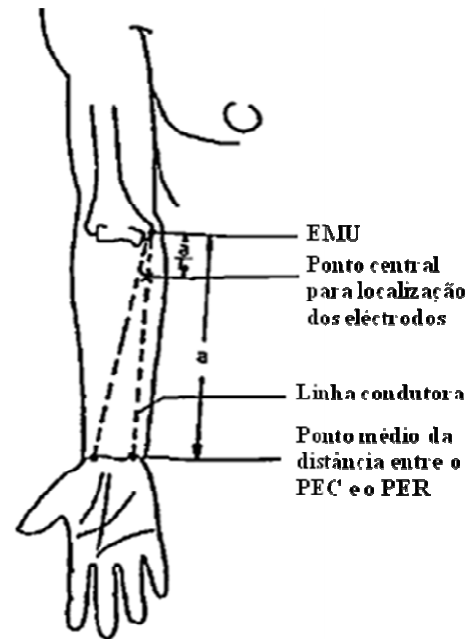


Figura 3.4: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo FDS (adaptada de (Zipp, 1982))

- ***Flexor Carpi Ulnaris*** (FCU): para a colocação dos eléctrodos sobre este músculo, seguiu-se o procedimento adoptado por DiDomenico e Nussbaum. (2008), o qual se descreve de imediato (Figura 3.5).

1. Marcar o EMU;
2. Marcar o PEC;
3. Traçar linha condutora: EMU-PEC;
4. Medir o comprimento da linha condutora (EMU-PEC) = a;
5. Localização dos eléctrodos =  $a * 1/4 = X$ .

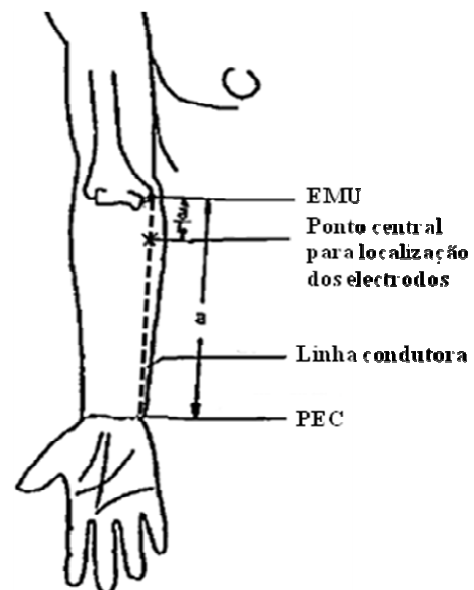
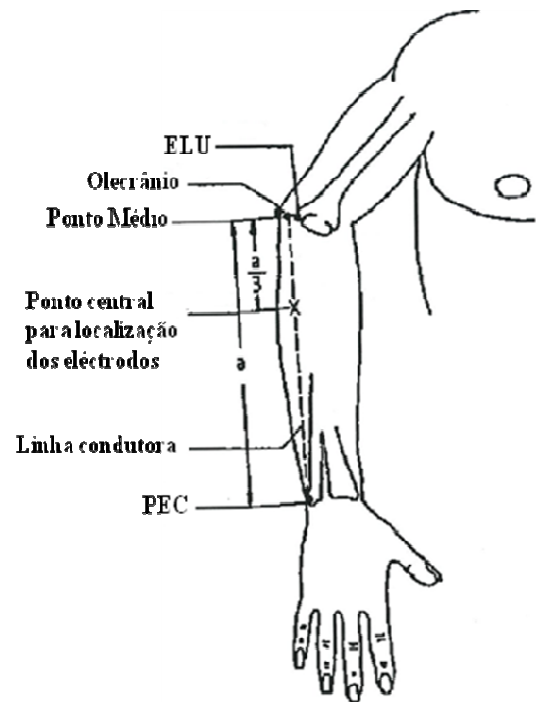


Figura 3.5: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo FCU (adaptada de (DiDomenico e Nussbaum, 2008))

- ***Extensor Carpi Ulnaris*** (ECU): a metodologia escolhida para localização dos eléctrodos sobre o músculo ECU foi o sugerido por Zipp (1982), o qual pode ser visualizado na Figura 3.6.

1. Marcar epicôndilo medial do úmero (ELU);
2. Marcar o Olecrânio;
3. Marcar o ponto médio ELU-Olecrânio = PM;
4. Marcar PEC;
5. Traçar linha condutora: PM-PEC;
6. Medir o comprimento da linha condutora (PM-PEC) = a;
7. Localização dos eléctrodos =  $a * 1/3 = X$ .



**Figura 3.6: Metodologia de localização dos eléctrodos para o músculo ECU (adaptada de (Zipp, 1982))**

- ***Extensor Carpi Radialis Longus*** (ECRL): apesar de Riek et al. (2000) ter proposto uma técnica específica para localização dos eléctrodos sobre este músculo, optou-se por não utilizá-la uma vez que testes realizados a uma *test person* neste estudo, não revelaram uma grande eficácia. Deste modo, a localização deste músculo foi feita por palpação durante contracções voluntárias do operador na postura indicada na Tabela 3.9 (Nordander et al., 2004).

A disposição dos eléctrodos de superfície na região do antebraço pode ser visualizada na Figura 3.7.

#### v. Localização dos eléctrodos de referência

Os eléctrodos de referência (eléctrodos neutros) foram alinhados com os outros eléctrodos activos, por questões logísticas relativas aos cabos de ligação, embora existisse uma distância



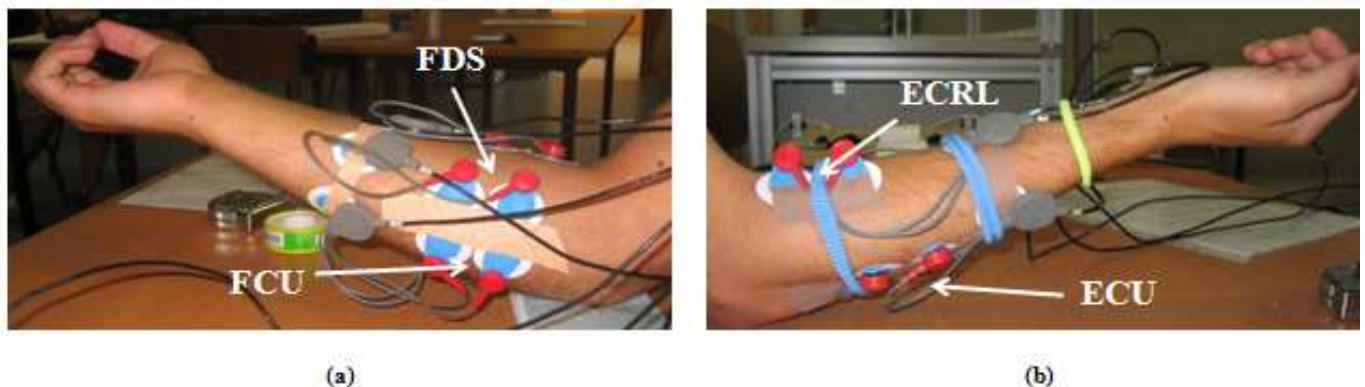
considerável entre eles. Geralmente, tal resultava numa distância de 60 a 65 mm entre o punho e os eléctrodos neutros.

vi. Fixação dos eléctrodos na pele

Depois dos eléctrodos terem sido colocados sobre a pele, foi colocado adesivo de maneira a tentar que haja uma menor probabilidade de deslocamento dos eléctrodos. Por outro lado, após os cabos de ligação entre eléctrodos e equipamento terem sido activados, fitas elásticas foram colocadas sobre esses mesmos cabos (ver Figura 3.7).

vii. Teste de ligação

Antes de se proceder ao registo do SEMG dos diferentes ensaios experimentais, foi feito um teste de ligação com o objectivo de verificar se existe sinal em todos os canais e consequentemente perceber se todas as ligações estabelecidas foram feitas correctamente. Para tal, foi pedido aos operadores para realizarem movimentos em todas as direcções para que a activação dos vários músculos se tornasse uma realidade.



**Figura 3.7:** Disposição dos eléctrodos de superfície no antebraço - (a) região anterior; (b) região posterior

### 3.3.4. Ensaios para normalização do SEMG

Para normalização do SEMG recorreu-se primeiramente a ensaios de esforço sub-máximo e posteriormente a ensaios de esforço máximo.

i. Ensaaios de esforço sub-máximo

Foram realizados 4 ensaios distintos de esforço sub-máximo, tendo em conta os movimentos provocatórios dos músculos que são alvo de análise neste estudo, de maneira a que, no final, se pudesse normalizar o SEMG captado num dado músculo através do ensaio que melhor o caracteriza. O SEMG obtido em cada ensaio foi registado (*online*).

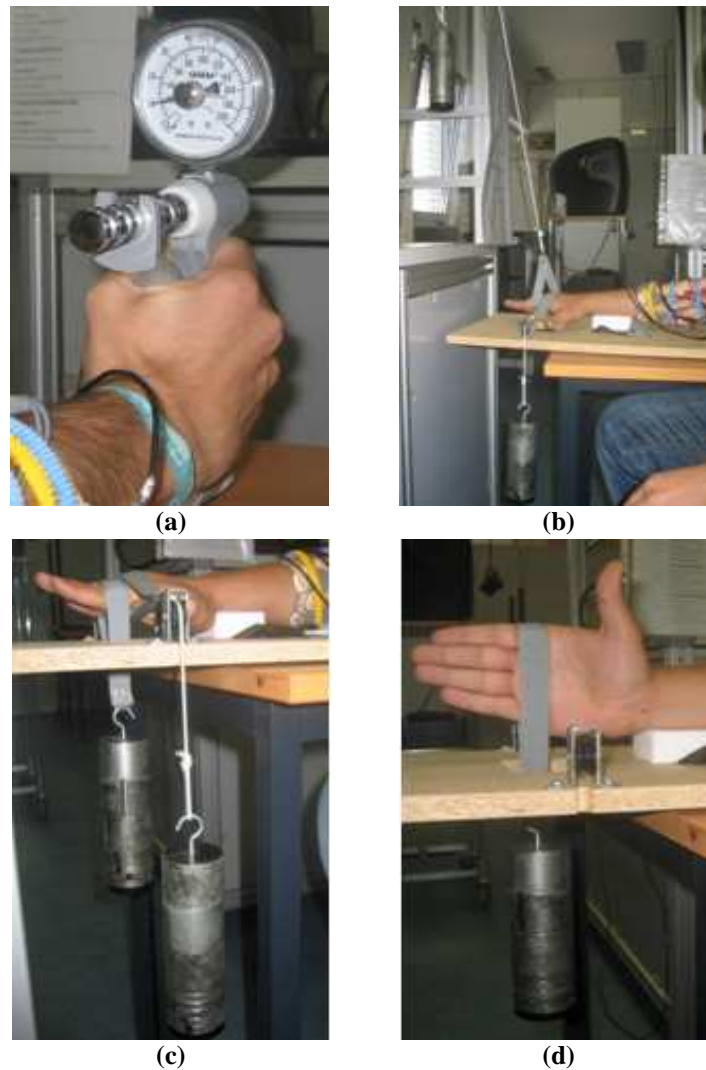
Deste modo, cada operador realizou os 4 ensaios estabelecidos. Nestes ensaios o SEMG é muito constante, pelo que cada ensaio apenas foi realizado uma vez por operador, não existindo repetições. O tempo de sustentação de cada ensaio foi de 15 segundos, existindo um tempo de recuperação entre ensaios de 15 segundos (embora os operadores pudessem pedir um maior tempo de recuperação se necessitassem).

Na Tabela 3.10 são descritos cada um dos ensaios efectuados.

Tabela 3.10: Descrição dos ensaios de esforço sub-máximo

Designação do ensaio	Postura do operador	Protocolo
Hand grip de 10 Kg	Operador sentado; Cotovelo a 90°.	O operador segura no equipamento <i>Jamar Hydraulic Hand Dynamometer</i> devendo sustentar uma força constante de 10 Kg (o que é possível controlar, uma vez que o visor do equipamento está de frente para o operador).
Flexão e Desvio Cubital	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Mão distendida; Palma da mão para baixo.	O antebraço do operador foi colocado sobre dois blocos de esferovite que estavam sobre uma plataforma de cortiça. Na região do metacarpo do operador colocaram-se duas cintas às quais estavam ligados dois pesos de 2 Kg. As cintas devem ser colocadas de maneira a que a sua orientação possibilite a colocação de um peso na parte superior da mão e o outro peso do lado do Rádio, para que haja a activação da flexão e do desvio cubital respectivamente.
Extensão e Desvio Cubital	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Mão distendida; Palma da mão para baixo.	O antebraço do operador foi colocado sobre dois blocos de esferovite que estavam sobre uma plataforma de cortiça. Na região do metacarpo do operador colocaram-se duas cintas às quais estavam ligados dois pesos de 2 Kg. As cintas devem ser colocadas de maneira a que a sua orientação possibilite a colocação de um peso na parte inferior da mão, e o outro peso do lado do Rádio, para que haja a activação da extensão e do desvio cubital respectivamente.
Desvio Radial	Operador sentado; ½ Pronação do antebraço; Face cubital para baixo;	O antebraço do operador foi colocado sobre dois blocos de esferovite que estavam sobre uma plataforma de cortiça. Na região do metacarpo do operador colocou-se uma cinta à qual estava ligado um peso de 2 Kg. A cinta deve ser colocadas de maneira a que a sua orientação possibilite a colocação do peso na parte inferior da mão, para que haja a activação do desvio radial.

Para uma melhor percepção do procedimento adoptado, na Figura 3.8 estão ilustrados cada um dos ensaios realizados.



**Figura 3.8:** Ilustração dos ensaios de esforço sub-máximo – (a) *Hand grip* de 10kg; (b) Flexão e Desvio Cubital; (c) Extensão e Desvio Cubital; (d) Desvio Radial

Após os 14 operadores terem realizado os 4 ensaios distintos de esforço sub-máximo, houve a necessidade de escolher o ensaio a utilizar para normalizar o SEMG captado a partir de cada músculo (Tabela 3.11). Para tal, estabeleceu-se como critério, que o ensaio escolhido seria aquele que proporcionava à maioria dos operadores um maior nível de contracção do músculo em causa (ver Tabela 4.4).

**Tabela 3.11:** Ensaio de esforço sub-máximo utilizado para normalização do SEMG captado a partir de cada músculo em análise

Músculo	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>Ensaio de esforço sub-máximo utilizado para normalização do SEMG</b>	<i>Hand grip</i> de 10 Kg	Flexão e Desvio Cubital	Extensão e Desvio Cubital	Desvio Radial

ii. Ensaaios de esforço máximo

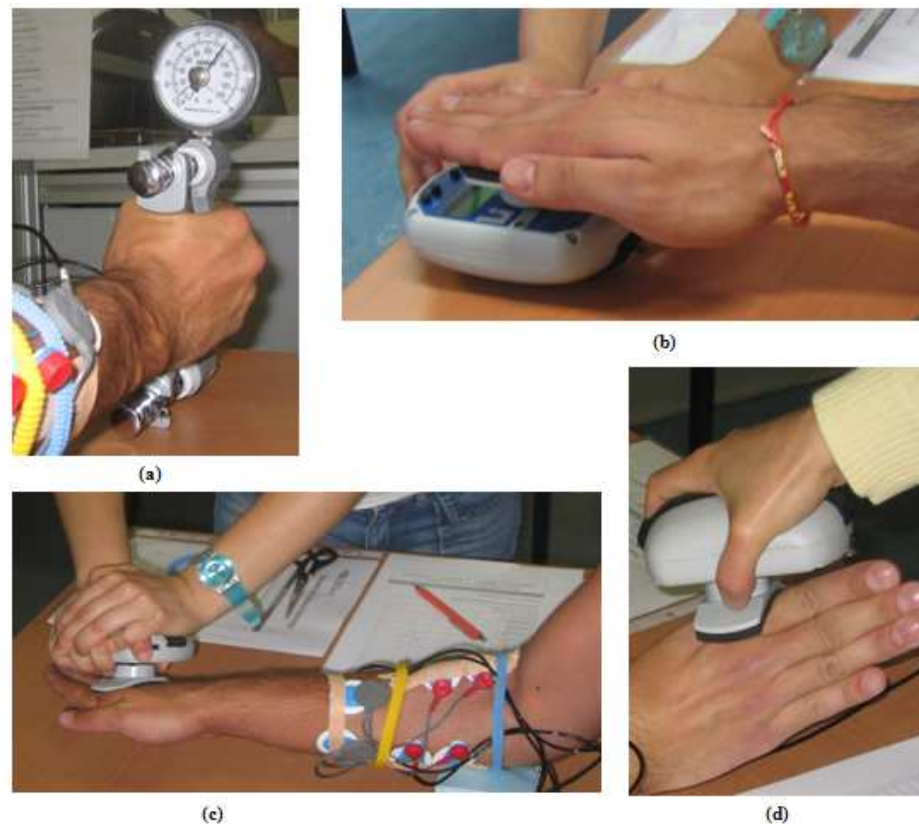
De forma análoga ao que foi feito nos ensaios de esforço sub-máximo, foram também realizados 4 ensaios distintos de esforço máximo, orientados para movimentos provocatórios nos músculos em estudo, tendo-se registado o SEMG (*online*), assim como, os Kilogramas correspondentes a cada ensaio.

Deste modo, cada operador realizou os 4 ensaios estabelecidos. Contudo, como nestes ensaios de esforço máximo a variabilidade no SEMG captado é maior para o mesmo ensaio, cada operador realizou o mesmo ensaio 3 vezes, sendo o MVE calculado com base na média do SEMG obtido em todos eles. Foi adoptado o regime proposto por Cadwell (Kroemer e Marras, 1980), isto é, solicitou-se aos operadores que estes elevassem a sua força ao máximo, durante cerca de 2 segundos, e a mantivessem durante os 3 segundos seguintes. Entre ensaios existiu um tempo de recuperação de 30 segundos (embora os operadores pudessem pedir um maior tempo de recuperação caso necessitassem). Na Tabela 3.12 são descritos cada um dos ensaios efectuados.

Tabela 3.12: Descrição dos ensaios de esforço máximo

Designação do ensaio	Postura do operador	Protocolo
<i>Hand grip</i>	Operador sentado; Cotovelo a 90°.	O operador segura no equipamento <i>Jamar Hydraulic Hand Dynamometer</i> devendo sustentar a força máxima.
Flexão	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Mão distendida com punho neutro; Palma da mão para baixo.	O olecrânio do operador foi assente num bloco de esferovite. Entretanto, colocou-se o MMT por baixo dos dedos do operador, tendo-lhes sido solicitado para exercerem a sua força máxima.
Extensão e Desvio Cubital	Operador sentado; Cotovelo a 90°; Mão distendida com o punho em desvio cubital; Palma da mão para baixo.	O olecrânio do operador foi assente num bloco de esferovite. Entretanto, colocou-se o MMT sobre o metacarpo do operador exercendo-se uma força à qual o operador se tinha que opor.
Extensão e Desvio Radial	Operador sentado; ½ Pronação do antebraço; Face cubital para baixo; Mão distendida com o punho em extensão	O olecrânio do operador foi assente num bloco de esferovite. Entretanto, colocou-se o MMT sobre o metacarpo do dedo indicador do operador, exercendo-se uma força à qual o operador se tinha que opor.

Para uma melhor compreensão do procedimento adoptado, na Figura 3.9 estão ilustrados cada um dos ensaios realizados.



**Figura 3.9:** Ilustração dos ensaios de esforço máximo – (a) *Hand grip*; (b) Flexão; (c) Extensão e Desvio Cubital; (d) Extensão e Desvio Radial

Após os 14 operadores terem realizado os 4 ensaios distintos de esforço máximo, foi necessário perceber, apesar de já se suspeitar, qual o ensaio, cujo SEMG seria o representativo da força máxima que cada um dos músculos era capaz de executar. Assim, na Tabela 3.13 apresenta-se o ensaio onde se obteve a força máxima de cada músculo (ver Tabela 4.5).

**Tabela 3.13:** Ensaio de esforço máximo utilizado para normalização do SEMG captado a partir de cada músculo em análise

Músculo	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>Ensaio de esforço máximo utilizado para normalização do SEMG</b>	Flexão	<i>Hand grip</i>	Extensão e Desvio Cubital	Extensão e Desvio Radial

### 3.3.5. Ensaios em contexto simulado de trabalho

O estudo principal, como já foi dito anteriormente, tem como principais objectivos a medição do esforço muscular e a vibração transmitida para o HAS quando se utilizam luvas anti-vibratórias.

Deste modo, foi solicitado aos operadores para realizarem as tarefas 1 (com cortador) e 2 (com martelo perfurador) em contexto simulado de trabalho, sem luvas e com a utilização dos três pares de luvas anti-vibratórias apresentadas na Tabela 3.4. Os operadores foram devidamente protegidos com óculos de protecção.

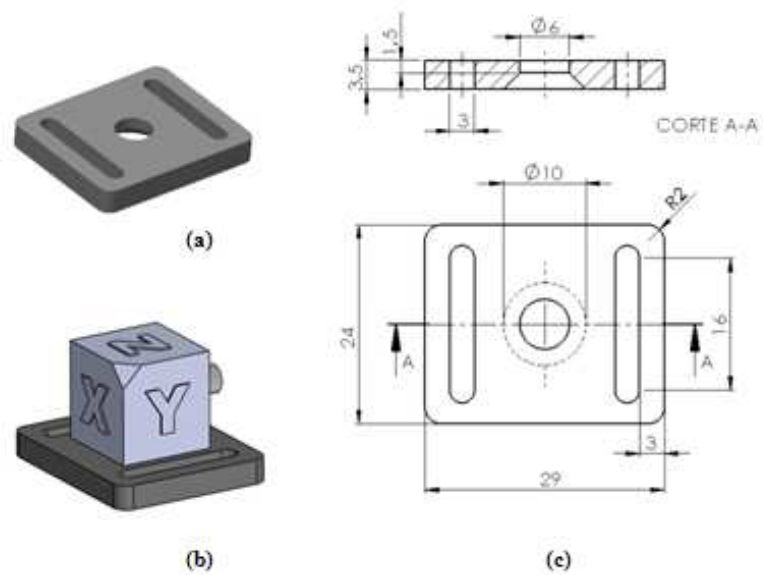
Para cada caso, foi apenas realizado 1 ensaio por pessoa, apresentando-se na Tabela 3.14 os tempos médios de ensaio relativos a cada situação simulada.

**Tabela 3.14: Tempo médio de ensaio para cada situação simulada (n=14)**

	Tempo médio de ensaio (seg.)			
	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
<b>Tarefa 1 - Cortador</b>	39	41	39	39
<b>Tarefa 2 – Martelo perfurador</b>	40	33	37	39

O SEMG foi registado *online*, tendo-se colocado uma cinta de suporte ao equipamento ME6000 na cintura dos operadores.

Por outro lado, a medição das vibrações foi feita no punho da mão dominante (Dong et al., 2003; Dewangana et al., 2008). Para tal foi construído um adaptador (ver Figura 3.10 (a) e (b)), muito semelhante ao utilizado em Dewangan e Tewari (2008), que é constituído por uma chapa de alumínio e que serviria de suporte para o acelerómetro tri-axial. As dimensões do acelerómetro podem ser consultadas na Figura 3.10 (c). Ao adaptador, foi depois associada uma fita de velcro, de forma a segurar o adaptador ao punho do operador.

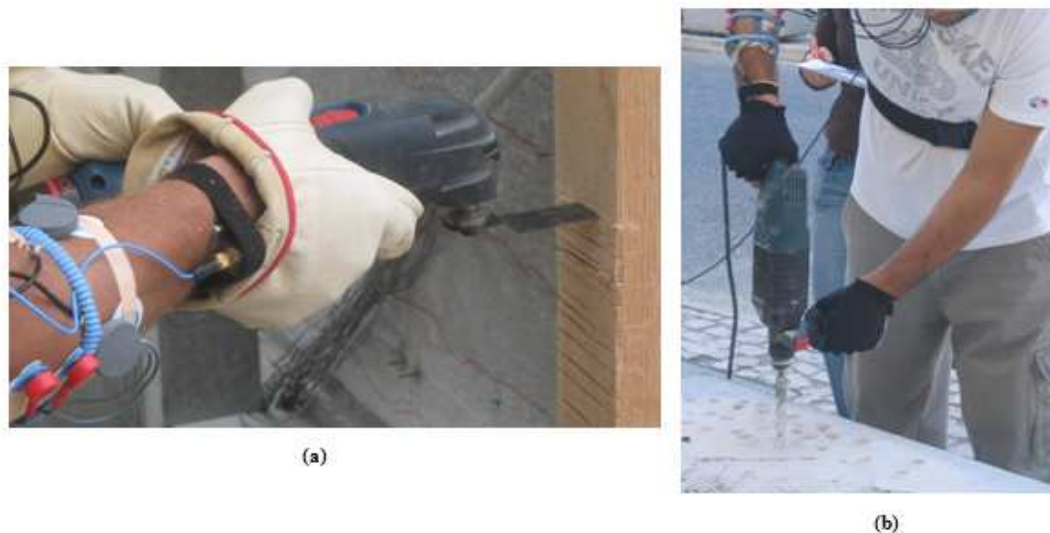


**Figura 3.10: (a) Adaptador para o acelerómetro; (b) adaptador com acelerómetro montado; (c) dimensões do acelerómetro**

Como é visível na Figura 3.10, por imposição da estrutura do acelerómetro, o sistema de coordenadas não está em conformidade com a Norma ISO 5349-1 (2001), pelo que se tem:

- Eixo dos zz: eixo perpendicular à superfície da palma da mão;
- Eixo dos xx: eixo longitudinal do osso do terceiro metacarpo;
- Eixo dos yy: segundo a direcção da barra de pegar.

Para se ter uma melhor percepção da forma como as tarefas em contexto simulado de trabalho eram realizadas, apresenta-se de seguida, a Figura 3.11.

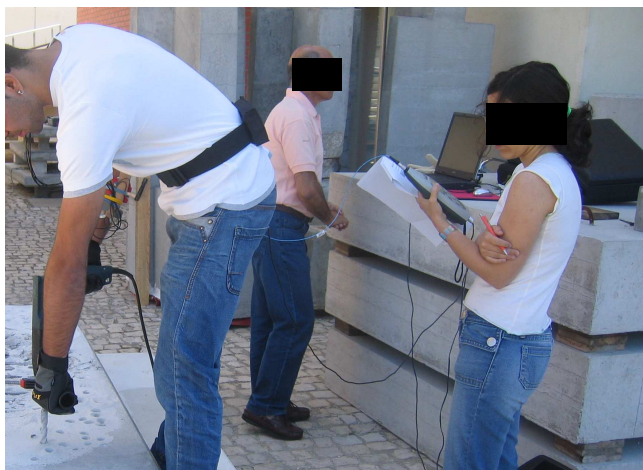


**Figura 3.11: Realização das tarefas em contexto simulado de trabalho – (a) Tarefa 1 (com cortador); (b) Tarefa 2 (com martelo perfurador)**



De forma análoga ao estudo piloto, foram registados os valores da temperatura e da humidade relativa (tal como indica a Norma 5349-2 (2002)), para caracterizar as condições ambientais aquando da realização dos ensaios, através do equipamento *Humidity and Temperature Indicator*. A temperatura e a humidade relativa média (mínima-máxima) registadas foram de 22,29°C (20,1-26,4°C) e de 54,91% (37,5-65,6%) respectivamente. Mais uma vez não se registou o valor do ruído, conforme indica a Norma 5349-2 (2002) pois o espaço exterior onde eram realizados os ensaios em contexto simulado de trabalho não apresenta grandes oscilações ao nível de ruído.

Para que o leitor, tenha uma ideia mais precisa de toda a estrutura que se teve que montar, no espaço exterior, para realização dos ensaios em contexto simulado de trabalho, apresentam-se algumas fotografias na Figura 3.12.



**Figura 3.12:** Vista geral do local onde se realizaram as tarefas em contexto simulado de trabalho

### **3.3.6. Tratamento do SEMG**

O SEMG obtido nos ensaios realizados para normalização do SEMG e nos ensaios em contexto simulado de trabalho foi tratado de igual forma.

Assim, o registo base do SEMG foi efectuado na forma bipolar (*raw*) com uma frequência de 1000 amostras/segundo. De seguida, foram calculados os valores médios RMS, para um intervalo de tempo de 0,1 segundos, isto é, de 0,1 em 0,1 segundos foi calculada a média de 100 amostras, dando origem a único valor de RMS.

### **3.3.7. Auto-percepção dos operadores**

Neste estudo foi também avaliada a auto-percepção dos operadores a um conjunto de variáveis:

- Auto-percepção do esforço;
- Auto-percepção das vibrações transmitidas ao HAS;
- Auto-percepção do conforto.

Para tal, foi preparado um questionário que os operadores tiveram que responder imediatamente após a realização dos ensaios em contexto simulado de trabalho. Os operadores foram solicitados a classificarem a sua opinião através da escala constante na Tabela 3.15 (baseada em Koppelaar e Wells, 2005), relativamente a um conjunto de três questões que lhes foram colocadas:

1. Qual a intensidade do esforço que efectuou na mão e antebraço?
2. Qual a intensidade das vibrações que sentiu na mão e antebraço?
3. Qual o nível de conforto que sentiu na mão e antebraço?

É de salientar que os operadores tiveram que responder as estas questões em cada tarefa, para as seguintes situações:

- Após a realização da tarefa sem luvas;
- Após a realização da tarefa com luvas em pele de porco;
- Após a realização da tarefa com luvas em couro;
- Após a realização da tarefa com luvas sem dedos em poliamida.

**Tabela 3.15:** Escala de pontuação através da qual os operadores classificaram a sua opinião relativamente a um conjunto de variáveis distintas

	Nenhum	Muito ligeiro	Ligeiro	Moderado	Grande	Muito grande	Extremamente grande (máximo)
Sem luvas	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Luvas em pele de porco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Luvas em couro	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Luvas sem dedos em poliamida	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Posteriormente, para tornar possível o tratamento quantitativo dos dados provenientes deste questionário de auto-avaliação, a escala descritiva existente foi transformada numa escala numérica da seguinte forma:

- 1 - Nenhum;
- 2 - Muito ligeiro;
- 3 - Ligeiro;
- 4 - Moderado;
- 5 - Elevado;
- 6 - Muito elevado;
- 7 - Extremamente elevado (máximo).

### 3.4. Tratamento estatístico dos dados

Os dados obtidos no estudo piloto e no estudo principal deste projecto foram analisados e tratados numa perspectiva estatística, recorrendo a diversas ferramentas estatísticas:

- Teste *Wilcoxon Signed Ranks* (teste não paramétrico) para avaliar se duas amostras dependentes, respeitantes à mesma variável, são ou não estatisticamente diferentes. Note-se que se está perante amostras dependentes quando são efectuadas medições nos mesmos operadores em várias situações distintas (é de esperar que se um determinado operador obteve um valor elevado, para uma dada variável, numa dada situação, também se obterá valores elevados nas outras situações, pelo que os testes estatísticos

utilizados devem ter em conta esta informação e/ou correlação (como é o caso dos testes baseados em amostras dependentes));

- Teste *Wilcoxon Mann-Whitney* (teste não paramétrico) para avaliar se duas amostras independentes respeitantes à mesma variável são ou não estatisticamente diferentes;
- Coeficiente de correlação de *Pearson*, para avaliar se existe algum tipo de relação linear entre duas variáveis distintas, isto é, se estão ou não correlacionadas entre si. Sabe-se que:
  - Coeficiente de correlação de *Pearson* = -1, relacionamento negativo perfeito;
  - Coeficiente de correlação de *Pearson* = 0, não existe relacionamento;
  - Coeficiente de correlação de *Pearson* = 1, relacionamento positivo perfeito
- Modelos de regressão linear, para explicar uma dada variável com base em uma ou mais variáveis.

# Capítulo 4

---

## **Apresentação e Discussão dos Dados Empíricos**

## 4. Apresentação e Discussão dos Dados Empíricos

### 4.1. Resultados obtidos no estudo piloto

#### 4.1.1. Valores de aceleração obtidos para o cortador

Foram registados 10 valores (cada um dos 5 operadores realizou dois ensaios) de aceleração aquando da realização da tarefa 1, isto é, com o cortador. Os valores eficazes da aceleração ponderada em frequência, assim como o valor total da vibração emitida pelo cortador são apresentados na Tabela 4.1.

**Tabela 4.1:** Valores eficazes da aceleração ponderada em frequência e valor total da vibração emitida pelo cortador (n=10)

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
$a_{hvx} (m/s^2)$	5,22	0,53	4,70	6,10
$a_{hvy} (m/s^2)$	2,78	0,53	2,24	3,62
$a_{hvx} (m/s^2)$	3,27	0,48	2,95	4,12
$a_{hv} (m/s^2)$	6,80	0,43	6,39	7,29

Visualizando a Tabela 4.1, pode afirmar-se que os valores das acelerações apresentam uma pequena dispersão, e consequentemente um baixo desvio padrão o que já seria de esperar uma vez que o acelerómetro foi colocado na pega da ferramenta, pelo que as diferenças existentes entre as características individuais dos operadores não têm qualquer interferência nos registos efectuados.

#### 4.1.2. Valores de aceleração obtidos para o martelo perfurador

De forma análoga ao que foi feito para o cortador, também para o martelo perfurador foram registados 10 valores de aceleração para cada uma das duas situações simuladas, isto é, quando o acelerómetro foi colocado na pega 1 e 2 da ferramenta. Os valores observados são registados na Tabela 4.2.

**Tabela 4.2:** Valores eficazes da aceleração ponderada em frequência e valor total da vibração emitida pelo martelo perfurador (n=10)

		Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
<b>Pega 1</b>	$a_{hvx}$ (m/s <sup>2</sup> )	8,46	0,99	7,00	10,00
	$a_{hvy}$ (m/s <sup>2</sup> )	4,58	0,43	3,82	5,10
	$a_{h vz}$ (m/s <sup>2</sup> )	6,53	1,49	4,93	9,53
	$a_{hv}$ (m/s <sup>2</sup> )	11,70	1,30	10,10	13,65
<b>Pega 2</b>	$a_{hvx}$ (m/s <sup>2</sup> )	6,52	0,89	4,66	7,38
	$a_{hvy}$ (m/s <sup>2</sup> )	6,53	0,69	5,11	7,14
	$a_{h vz}$ (m/s <sup>2</sup> )	7,67	0,54	6,48	8,56
	$a_{hv}$ (m/s <sup>2</sup> )	12,05	0,66	11,07	12,84

Observando a Tabela 4.2, verifica-se que tal como o cortador, a dispersão de valores registados, de cada tipo de aceleração é relativamente pequena, o que mais uma vez pode ser explicado devido ao facto do acelerómetro ser colocado nas pegas da ferramenta, não se evidenciando a influência das características individuais dos operadores.

Para esta ferramenta, que é constituída por duas pegas, torna-se importante perceber se existem diferenças significativas entre os valores das acelerações obtidos entre ambas as pegas. Para tal, foi aplicado o teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* (através do *software* SPSS, versão 16 para o *Windows*) de duas caudas (teste bilateral), pois está-se perante amostras dependentes. Os valores de *p-level* obtidos estão descritos na seguinte tabela (Tabela 4.3).

**Tabela 4.3:** Valores de *p-level* obtidos quando se comparam os valores de aceleração obtidos quando o acelerómetro foi colocado na pega 1 e 2 do martelo perfurador (n=10)

	$a_{hvx}$	$a_{hvy}$	$a_{h vz}$	$a_{hv}$
<b><i>p-level</i></b>	0,008 (*)	0,004 (*)	0,098	0,496

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

Assim, verifica-se que para um nível de significância de 99% os valores eficazes da aceleração ponderada em frequência nas direcções *x* e *y* são estatisticamente diferentes (*p-level*<0,01), embora na direcção *z* não se tenha verificado a existência de diferenças

significativas ( $p\text{-level} > 0,05$ ). Poder-se-ia pensar, como seria possível, as acelerações ponderadas correspondentes à direcção  $x$  e  $y$  serem estatisticamente diferentes, e o valor total da aceleração não o ser. Contudo, tal pode ser justificado uma vez que o valor total da aceleração é calculado com base na raiz quadrada da soma dos quadrados dos valores das acelerações ponderadas (ver equação 2). Assim, pode haver uma compensação, isto é, a aceleração registada numa dada pega pode aumentar numa direcção e diminuir noutra e acontecer o contrário para a outra pega (o que pode acontecer pois a pega 1 do martelo não é fixa, sendo ajustada à medida do operador), pelo que quando se somam os quadrados, as diferenças existentes diluem-se.

Neste caso é o valor total da aceleração obtido quando o acelerómetro está colocado na pega 2 que deve ser considerado caso seja necessário para futuras análises (tendo em conta o Decreto-Lei n.º 46/2006 (Ministério do Trabalho e da Solidariedade, 2006), que indica que nas ferramentas que possuam duas pegas é o valor mais alto que deve ser tido em conta), pois apesar de não existirem diferenças significativas, é na pega 2 que o valor médio da aceleração total é maior ( $12,05 > 11,70 \text{ m/s}^2$ ).

#### **4.1.3. Comparação dos valores de aceleração das ferramentas declarados pelos fabricantes com os valores obtidos em contexto simulado de trabalho**

Após se perceber o comportamento das ferramentas manuais eléctricas utilizadas nesta investigação ao nível das vibrações emitidas, torna-se interessante comparar os valores das acelerações totais obtidos em contexto simulado de trabalho com os valores declarados pelos fabricantes e ainda com os valores ajustados derivados dos factores multiplicativos propostos no CEN/TR 15350.

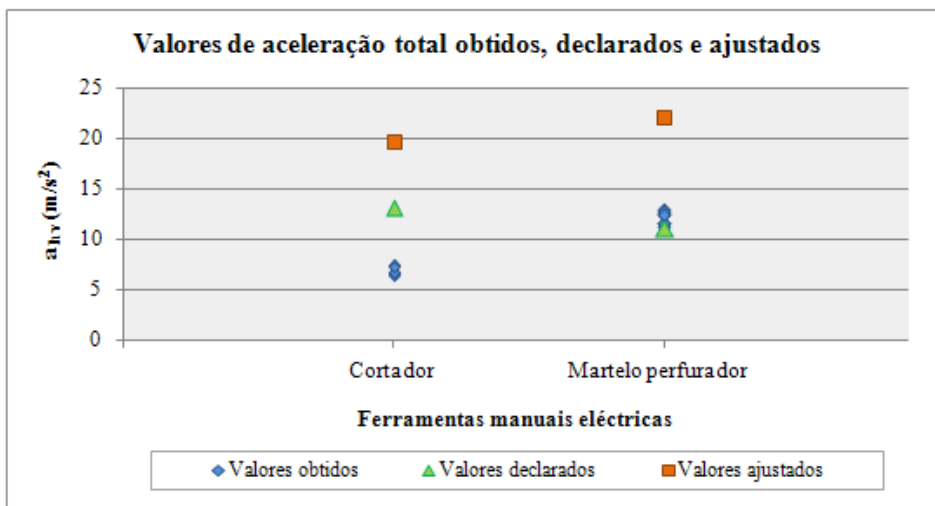
Sabe-se que os valores declarados para as funções que o cortador e o martelo perfurador tiveram que desempenhar são respectivamente de  $13,1 \text{ m/s}^2$  e  $11,0 \text{ m/s}^2$  (ver Tabela 3.2).

Por outro lado, através da Tabela 2.3 sabe-se que consoante o tipo de serra, o factor multiplicativo que deve ser considerado para determinar o valor ajustado do cortador varia, podendo adoptar-se o valor de 1,5 ou 2,0. Contudo, o CEN/TR 15350 indica que para ferramentas não específicas (como é o caso do cortador) se pode utilizar um factor



multiplicativo de 1,5, pelo que se optou por este valor. Por outro lado, relativamente ao martelo perfurador o factor multiplicativo tem o valor de 2,0 (Tabela 2.3).

Assim, para uma melhor percepção e análise desta situação, construiu-se o gráfico constante na Figura 4.1.



**Figura 4.1: Comparação dos valores obtidos em contexto simulado de trabalho com os valores declarados pelos fabricantes e valores ajustados**

Assim, analisando a Figura 4.1, pode afirmar-se:

- A vibração emitida pelo cortador está bastante abaixo do valor declarado pelo fabricante ( $6,80 < 13,1 \text{ m/s}^2$ ), o que pode ser explicado se se pensar que se trata de uma ferramenta com multifunções aplicada a uma vasta gama de materiais. O acessório utilizado foi concebido especialmente para uma aplicação em madeira e/ou metal. Assim, poder-se-á justificar esta situação com o facto dos valores declarados terem sido obtidos através de ensaios realizados em metal ou em madeira com uma maior rigidez do que a que foi utilizada neste estudo, resultando por isso, em valores mais elevados de aceleração;
- Relativamente ao martelo perfurador os resultados obtidos vão ao encontro dos verificados em Rimella et al. (2008), isto é, o valor declarado pelos fabricantes subestima os valores medidos no local de trabalho ( $11,0 < 12,05 \text{ m/s}^2$ ) e o valor ajustado sobrestima esses mesmos valores medidos. Contudo, a subestimação existente entre o valor declarado e os valores obtidos é substancialmente menor que a sobrestimava existente entre o valor ajustado e os valores obtidos. Assim, talvez fizesse sentido ponderar a utilização de um factor multiplicativo de 1,5 ao invés de

2,0. Caso se atribuísse um factor multiplicativo de 1,5 ao martelo perfurador, todos os valores obtidos em contexto simulado de trabalho, neste estudo, se mantinham no intervalo entre o valor declarado e o valor ajustado.

## 4.2. Resultados obtidos no estudo principal

### 4.2.1. Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo e esforço máximo

Como já foi descrito anteriormente, recorreram-se a ensaios de esforço sub-máximo e esforço máximo para normalizar o SEMG.

#### i. Ensaio de esforço sub-máximo

Na Tabela 4.4 apresentam-se os resultados obtidos nos ensaios de esforço sub-máximo (em  $\mu V$ ) para os vários músculos em análise (sob a forma de “média (mínimo-máximo)).

**Tabela 4.4: Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo (em  $\mu V$ ), para os vários músculos (n=14)**

	RVE ( $\mu V$ )			
	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b><u>Ensaio de esforço sub-máximo</u></b>				
Hand grip de 10 Kg	<b>75,6</b> (33-159)	81,1 (29-180)	96,1 (64-168)	32,5 (19-63)
Flexão e Desvio Cubital	67,6 (20-125)	<b>82,6</b> (49-182)	125,9 (75-247)	21,4 (11-52)
Extensão e Desvio Cubital	25,9 (11-99)	28,1 (17-61)	<b>210,1</b> (106-298)	29,7 (18-42)
Desvio Radial	24,1 (8-78)	20,0 (8-54)	36,8 (22-64)	<b>36,8</b> (22-64)

A partir destes resultados, chegou-se à conclusão de qual ensaio é que deveria ser utilizado para normalizar o SEMG (em termos de % RVE) captado a partir de cada músculo (ver Tabela 3.11).

#### ii. Ensaio de esforço máximo

De forma análoga ao que foi feito anteriormente, na Tabela 4.5 apresentam-se os resultados obtidos nos ensaios de esforço sub-máximo (em  $\mu V$ ) para os vários músculos em análise (sob a forma de “média (mínimo-máximo)).

Tabela 4.5: Resultados dos ensaios de esforço máximo (em  $\mu V$ ), para os vários músculos (n=14)

	MVE ( $\mu V$ )			
	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b><u>Ensaio de esforço máximo</u></b>				
<i>Hand grip</i>	467,9 (131-801)	<b>458,8</b> (257-1146)	366,9 (198-659)	221,9 (99-389)
Flexão	<b>513,9</b> (255-855)	357,9 (161-529)	201,9 (88-430)	64,6 (38-112)
Extensão e Desvio Cubital	97,4 (62-181)	73,3 (56-141)	<b>519,0</b> (416-703)	426,9 (277-678)
Extensão e Desvio Radial	333,0 (194-543)	134,6 (69-256)	240,9 (168-372)	<b>565,6</b> (388-822)

Visualizando a Tabela 4.5, pode afirmar-se qual o ensaio que deve ser utilizado para normalizar o SEMG (em termos de % MVE) captado a partir de cada músculo (ver Tabela 3.13).

Para uma melhor caracterização dos ensaios de esforço máximo, na Tabela 4.6 estão descritos os valores de MVC (em Kg) obtidos para cada um dos ensaios realizados (sob a forma de “média (mínimo-máximo)”).

Tabela 4.6: Resultados dos ensaios de esforço máximo (em Kg) (n=14)

	MVC (Kg)
<b><u>Ensaio de esforço máximo</u></b>	
<i>Hand grip</i>	40,4 (30,0-51,3)
Flexão	9,8 (6,9-13,8)
Extensão e Desvio Cubital	11,4 (7,7-16,4)
Extensão e Desvio Radial	13,9 (8,8-18,4)

#### 4.2.2. Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos vários músculos perante as várias situações simuladas

Neste parágrafo, pretende-se verificar a existência de diferenças significativas entre o esforço muscular realizado pelos operadores quando trabalham sem e com luvas anti-vibratórias (para cada um dos músculos em estudo).

Contudo, de forma a facilitar a interpretação do leitor, fazer-se-ão três análises distintas: realização da tarefa 1 (com cortador), realização da tarefa 2 (com martelo perfurador) e posteriormente fazer-se-á uma comparação entre os resultados obtidos quando para a tarefa 1 e a tarefa 2.

i. Esforço muscular realizado ao efectuar a tarefa com cortador

Na Tabela 4.7, apresenta-se o esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários simulados, quando se efectuou a tarefa com cortador. Os resultados são apresentados sob a forma de “média (mínimo-máximo)”.

**Tabela 4.7: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	<b>FDS</b>	<b>FCU</b>	<b>ECU</b>	<b>ECRL</b>
<b><u>Média</u> - % RVE</b>				
Sem luvas	169,4 (63-315)	104,9 (49-185)	68,9 (16-109)	143,9 (46-231)
Luvas em pele de porco	133,7 (55-287)	84,4 (47-127)	77,1 (23-117)	150,6 (43-250)
Luvas em couro	121,8 (50-256)	79,3 (42-125)	71,6 (20-130)	145,5 (36-271)
Luvas sem dedos em poliamida	142,8 (60-75)	102,2 (51-207)	72,6 (14-113)	149,4 (61-286)
<b><u>Média</u> - % MVE</b>				
Sem luvas	20,7 (8-35)	22,1 (4-38)	26,6 (10-37)	9,5 (3-16)
Luvas em pele de porco	16,9 (6-35)	18,7 (3-42)	29,9 (14-46)	10,2 (3-17)
Luvas em couro	16,0 (7-40)	17,6 (3-50)	27,4 (10-45)	9,7 (4-17)
Luvas sem dedos em poliamida	18,3 (7-28)	22,5 (4-54)	28,0 (8-43)	10,0 (4-17)

Para tal, recorreu-se ao teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* de duas caudas (teste bilateral), determinando-se os valores de *p-level* a partir dos valores médios de esforço muscular normalizados (tendo em conta os valores de % RVE e também os de % MVE).

Na Tabela 4.8 encontram-se os valores obtidos quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho.

**Tabela 4.8: Valores de *p-level* obtidos quando se compara o esforço muscular realizado, pelo mesmo músculo, em cada um dos quatro cenários simulados, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	% RVE				% MVE			
<b>FDS</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,002 (*)	0,008 (*)	0,068	-	0,005 (*)	0,016 (**)	0,235
Luvas em pele de porco	-	-	0,385	0,273	-	-	0,606	0,308
Luvas em couro	-	-	-	0,168	-	-	-	0,087
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCU</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,013 (**)	0,032 (**)	0,893	-	0,014 (**)	0,018 (**)	0,900
Luvas em pele de porco	-	-	0,183	0,057	-	-	0,086	0,051
Luvas em couro	-	-	-	0,011 (**)	-	-	-	0,006 (**)
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,126	0,961	0,596	-	0,146	0,987	0,798
Luvas em pele de porco	-	-	0,195	0,454	-	-	0,057	0,401
Luvas em couro	-	-	-	0,748	-	-	-	0,510
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECRL</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,340	0,821	0,626	-	0,430	0,777	0,555
Luvas em pele de porco	-	-	0,261	0,988	-	-	0,234	1,000
Luvas em couro	-	-	-	0,868	-	-	-	0,475
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

(\*\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,05)

Analisando a Tabela 4.8, conjuntamente com a Tabela 4.7, referente à tarefa em que se utilizou cortador, pode afirmar-se com um nível de confiança de 95% (e em alguns casos para um nível de confiança de 99%):

- Para o músculo FDS existe um aumento significativo do esforço ( $\approx 4\%$  MVE) quando a tarefa se realizou sem luvas, comparativamente com a utilização de luvas em pele de porco ou luvas em couro;
- Para o músculo FCU existe um aumento significativo do esforço ( $\approx 4\%$  MVE), tal como para o músculo FDS, quando não se recorreu à utilização de luvas comparativamente com a utilização de luvas de pele de porco e luvas em couro. Existiu ainda um aumento significativo do esforço ( $\approx 5\%$  MVE) quando se utilizou luvas sem dedos em poliamida em comparação com a utilização de luvas em couro;
- Para os músculos ECU e ECRL, isto é, para os dois músculos extensores analisados, não foram identificadas diferenças significativas.

ii. Esforço muscular realizado ao efectuar a tarefa com martelo perfurador

De forma análoga ao que foi feito para a tarefa 1, na Tabela 4.9, apresenta-se o esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários simulados, quando se efectuou a tarefa 2 (com martelo perfurador). Os resultados são apresentados sob a forma de “média (mínimo-máximo)”.

**Tabela 4.9: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE e % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b><u>Média</u> - % RVE</b>				
Sem luvas	270,3 (116-491)	185,9 (90-360)	106,7 (55-174)	299,9 (145-515)
Luvas em pele de porco	219,6 (108-487)	143,8 (61-281)	128,8 (59-231)	350,3 (108-766)
Luvas em couro	223,7 (116-452)	147,9 (82-269)	115,1 (62-238)	338,5 (140-682)
Luvas sem dedos em poliamida	244,9 (129-419)	160,3 (73-245)	128,1 (61-206)	292,4 (125-495)
<b><u>Média</u> - % MVE</b>				
Sem luvas	34,1 (18-60)	41,4 (8-93)	45,8 (22-84)	19,6 (8-36)
Luvas em pele de porco	28,9 (11-49)	32,9 (4-63)	55,0 (29-98)	23,9 (8-47)
Luvas em couro	28,9 (13-53)	33,7 (6-73)	48,0 (28-84)	21,8 (7-44)
Luvas sem dedos em poliamida	31,1 (12-55)	35,7 (5-70)	53,8 (30-90)	19,6 (7-41)

Na Tabela 4.10 estão descritos os valores de *p-level* obtidos para a tarefa realizada em contexto simulado de trabalho com o martelo perfurador.

**Tabela 4.10:** Valores de *p-level* obtidos quando se compara o esforço muscular, realizado pelo mesmo músculo, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

	% RVE				% MVE			
<b>FDS</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,055	0,009 <sup>(*)</sup>	0,385	-	0,114	0,021 <sup>(**)</sup>	0,315
Luvas em pele de porco	-	-	0,839	0,098	-	-	0,822	0,274
Luvas em couro	-	-	-	0,048 <sup>(**)</sup>	-	-	-	0,027 <sup>(**)</sup>
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCU</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,074	0,022 <sup>(**)</sup>	0,508	-	0,105	0,025 <sup>(**)</sup>	0,333
Luvas em pele de porco	-	-	0,367	0,041 <sup>(**)</sup>	-	-	0,589	0,049 <sup>(**)</sup>
Luvas em couro	-	-	-	0,132	-	-	-	0,252
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,011 <sup>(**)</sup>	0,175	0,005 <sup>(*)</sup>	-	0,006 <sup>(*)</sup>	0,435	0,016 <sup>(**)</sup>
Luvas em pele de porco	-	-	0,034	0,906	-	-	0,016	0,770
Luvas em couro	-	-	-	0,105	-	-	-	0,065
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECRL</b>	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,045 <sup>(**)</sup>	0,222	0,773	-	0,027 <sup>(**)</sup>	0,150	0,944
Luvas em pele de porco	-	-	0,502	0,014 <sup>(**)</sup>	-	-	0,146	0,001 <sup>(*)</sup>
Luvas em couro	-	-	-	0,035 <sup>(**)</sup>	-	-	-	0,030 <sup>(**)</sup>
Luvas sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

(\*\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,05)

Analisando a Tabela 4.10, conjuntamente com a Tabela 4.9, ambas referentes à tarefa que implicou a utilização do martelo perfurador, pode afirmar-se com um nível de confiança de 95% (e em alguns casos para um nível de confiança de 99%):

- Para o músculo FDS existe um aumento significativo do esforço ( $\approx 5\%$  MVE) quando a tarefa se realizou sem luvas em comparação com a utilização de luvas em couro, tendo-se também verificado um aumento significativo do esforço ( $\approx 2\%$  MVE) entre a utilização de luvas sem dedos em poliamida comparativamente com as luvas em couro;
- Para o músculo FCU apenas se verifica a existência de um aumento estatisticamente significativo do esforço realizado quando não se utilizaram luvas ( $\approx 7-9\%$  MVE) em comparação com a utilização de luvas em couro e luvas em pele de porco. Por outro lado, verificou-se um aumento significativo do esforço entre a utilização de luvas sem dedos em poliamida e a utilização de luvas em pele de porco ( $\approx 3\%$  MVE);
- Para o músculo ECU detecta-se um aumento significativo do esforço quando se realizou a tarefa com luvas em pele de porco ( $\approx 7-10\%$  MVE) comparativamente com a utilização de luvas em couro ou com a não utilização de luvas;
- Para o músculo ECRL, detecta-se um aumento significativo do esforço quando se realizou a tarefa com luvas em pele de porco ( $\approx 4\%$  MVE) comparativamente com a realização da tarefa sem luvas; por outro lado, verificou-se um aumento significativo do esforço quando se utilizaram luvas em couro e/ou luvas em pele de porco ( $\approx 2-4\%$  MVE) ao invés da utilização de luvas sem dedos em poliamida.

iii. Comparação do esforço muscular realizado ao efectuar a tarefa com cortador e a tarefa com martelo perfurador

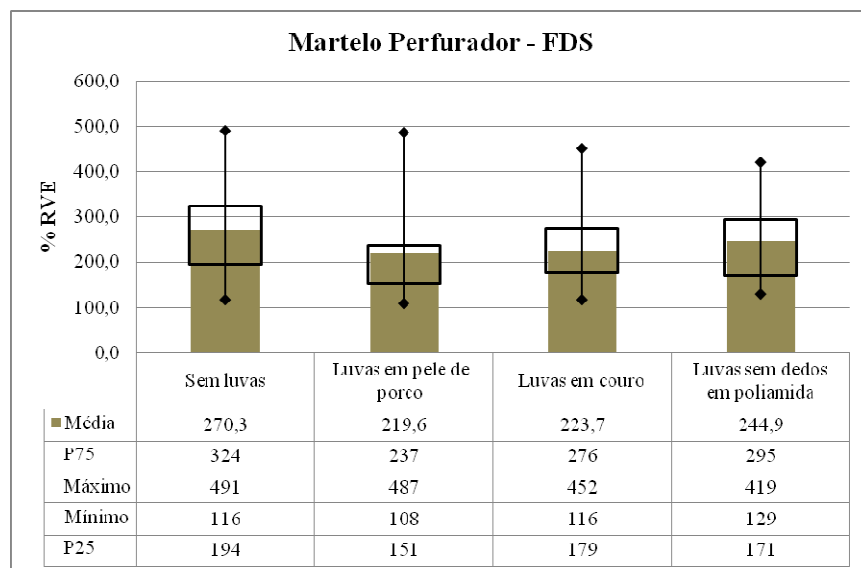
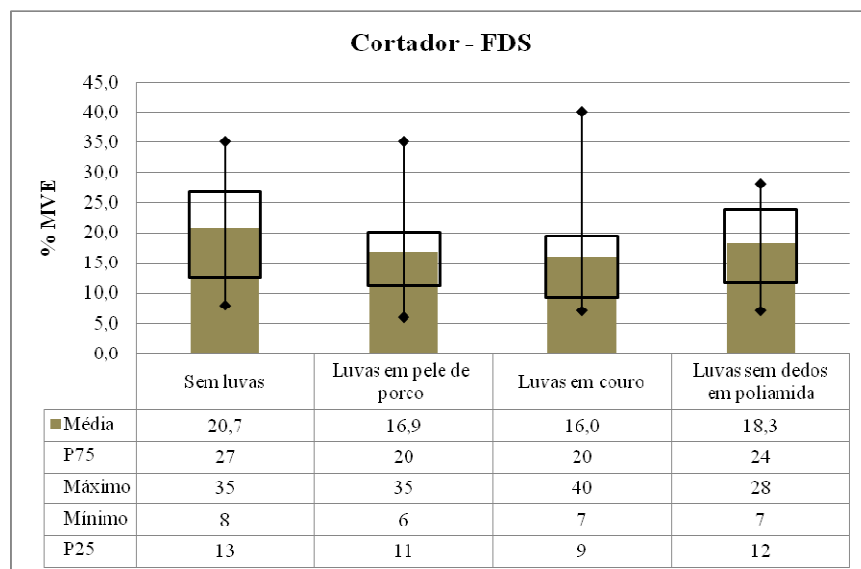
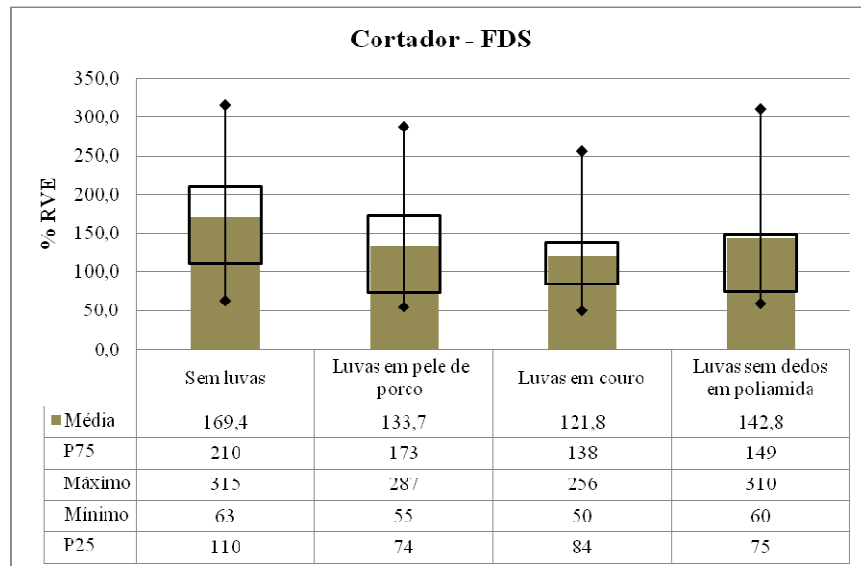
Ao comparar o esforço muscular realizado na execução de ambas as tarefas, constata-se que as diferenças significativas encontradas, relativamente ao esforço muscular realizado por cada um dos músculos, não são as mesmas aquando da manipulação de ferramentas distintas (diferenças intra operadores). Apenas para os músculos flexores (FDS e FCU), foi identificada a existência de um aumento significativo do esforço realizado ( $4-5\%$  MVE e  $4-8\%$  MVE para os músculos FDS e FCU respectivamente) quando as tarefas foram realizadas sem luvas comparativamente com a utilização de luvas em couro. Contudo, existe uma



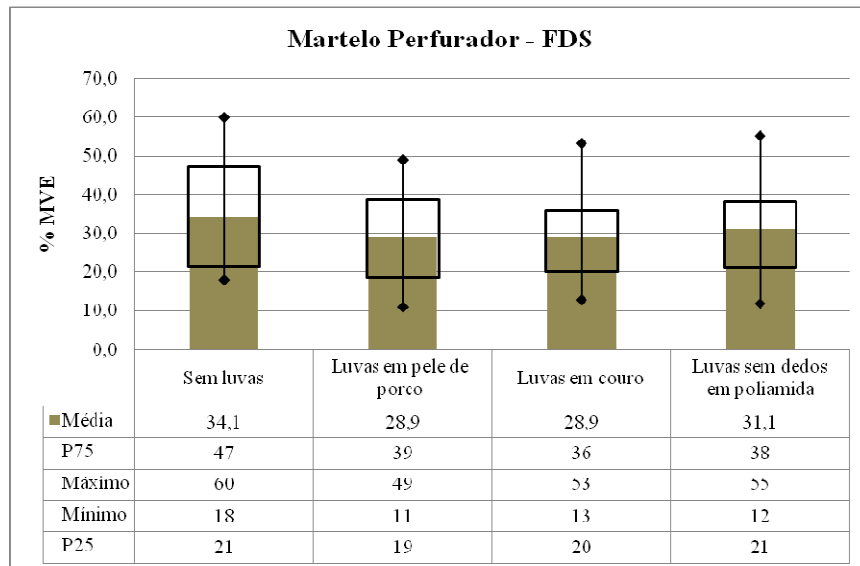
consistência de resultados pois os resultados obtidos a partir dos dados normalizados em termos de % RVE, assim como, % MVE conduzem às mesmas conclusões, isto é, às mesmas diferenças significativas.

Assim, construíram-se os gráficos que constituem o anexo I deste trabalho (com base nos dados apresentados na Tabela 4.7 e na Tabela 4.9) para ilustrar o esforço muscular realizado na manipulação das ferramentas. No entanto, para um melhor acompanhamento das conclusões que se irão retirar relativamente a cada um dos músculos em estudo, os gráficos apresentados no anexo I são também mostrados nas Figuras 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5, embora em tamanho mais reduzido, pelo que se sugere a consulta dos mesmos em anexo no caso de surgir alguma dúvida. Desta forma tem-se:

- Para o músculo FDS, em todas as situações simuladas, os valores do P25 e do P75 são sempre superiores quando se está a trabalhar sem luvas do que com a utilização de luvas anti-vibratórias, pelo que se pode concluir, que para este músculo existe uma tendência de aumento da intensidade muscular ( $\approx 2\text{-}5\%$  MVE) quando não se recorreu à utilização de luvas (Figura 4.2). Como se tinha percebido, no parágrafo 2.7.3, pela bibliografia consultada existem diferentes indicações sobre o impacto que a utilização de luvas anti-vibratórias provoca no FDS. Por um lado, ao contrário do que aconteceu em Fleming et al. (1997) foram encontradas diferenças significativas em algumas situações. Por outro lado, Chang et al. (1999) chegou à conclusão que o impacto depende do tipo de luvas, sendo que a tendência evidenciada pela utilização de luvas anti-vibratórias neste estudo, vai ao encontro da diminuição do esforço que se verificou quando se utilizaram luvas de *nylon* em Chang et al. (1999);

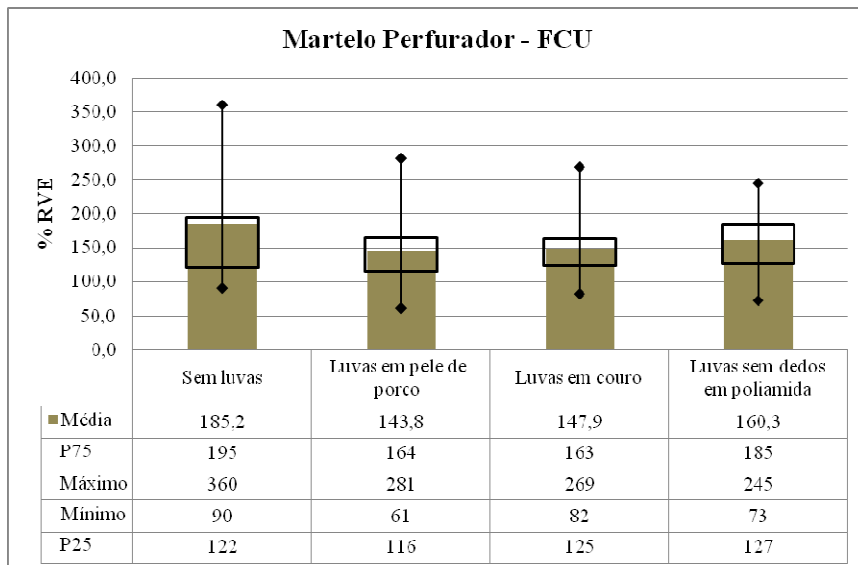
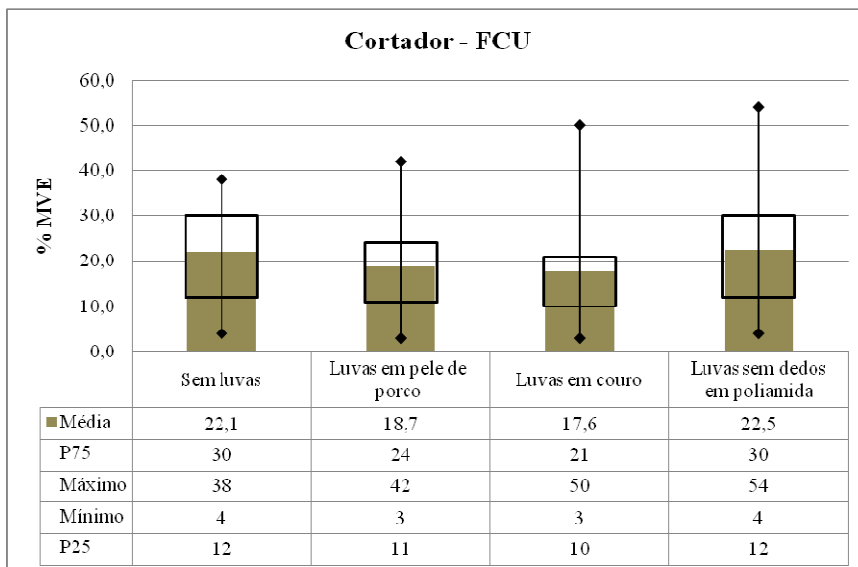
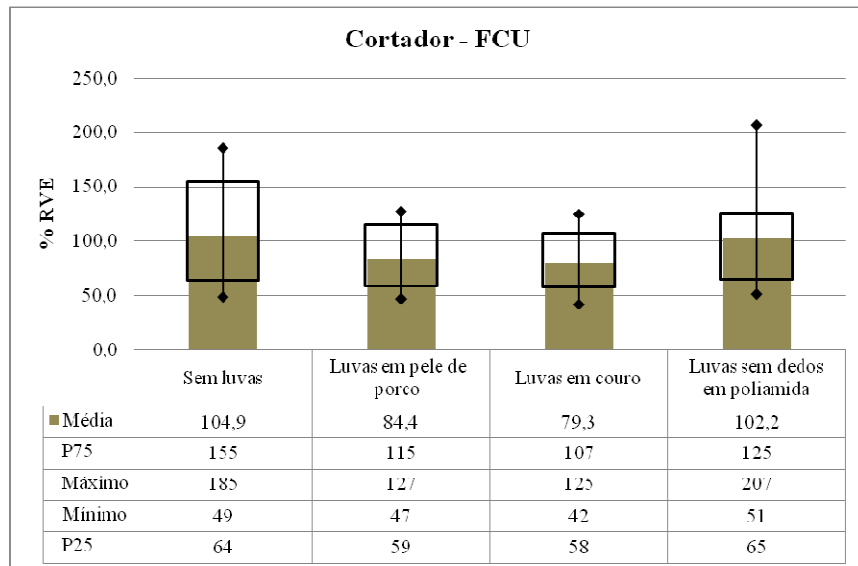


**Figura 4.2:** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

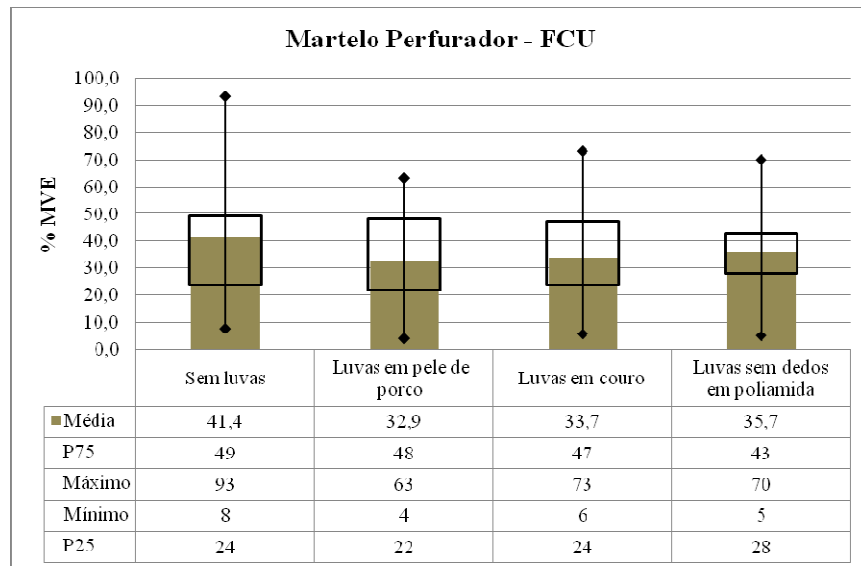


**Figura 4.2 (cont.):** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

- Relativamente ao músculo FCU, pode afirmar-se que também existe uma tendência de aumento de esforço muscular sem a utilização de luvas ( $\approx 3\text{-}9\%$  MVE) (Figura 4.3). Os valores do P25 e do P75 são também sempre superiores quando se trabalhou sem luvas do que com a utilização de luvas anti-vibratórias (com a excepção da situação em que se trabalhou com cortador e a normalização do SEMG foi feita através dos valores de MVE; neste caso, os valores de P25 e P75 obtidos quando se trabalhou sem luvas são similares aos obtidos quando se utilizaram as luvas sem dedos em poliamida, embora superiores aos que se registaram para os outros dois tipos de luvas);

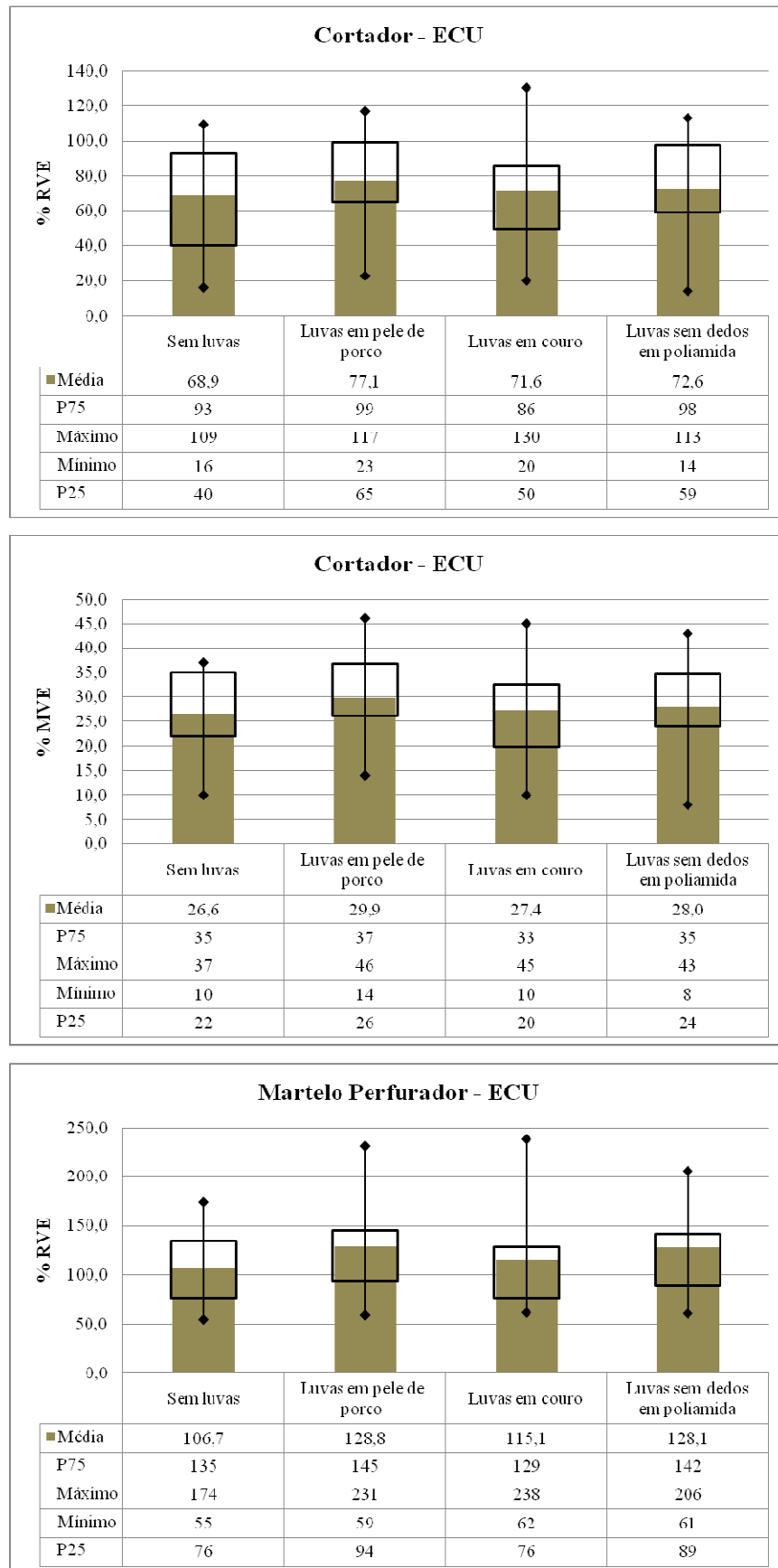


**Figura 4.3:** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

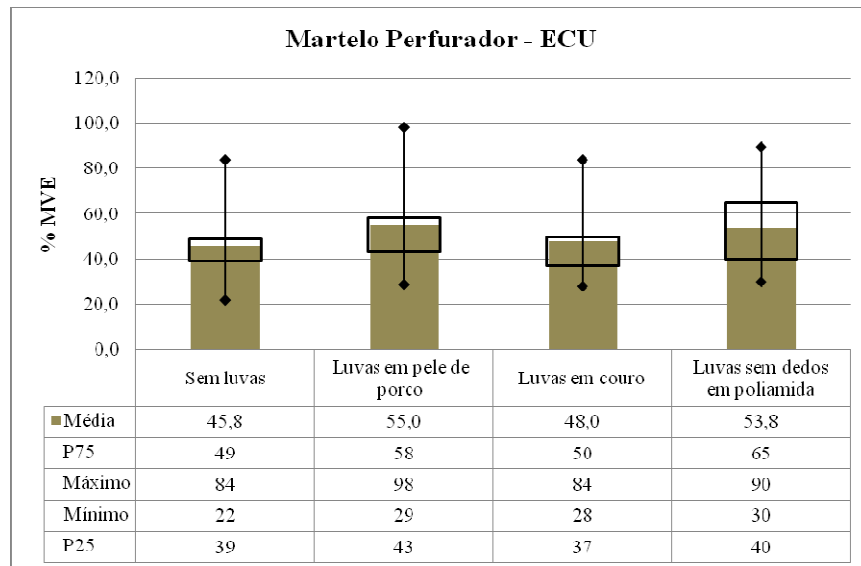


**Figura 4.3 (cont.):** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

- No que diz respeito ao músculo ECU, pode afirmar-se que existiu uma certa tendência que mostra que a não utilização de luvas anti-vibratórias faz diminuir o esforço realizado por este músculo ( $\approx 1\text{-}10\%$  MVE), pois os valores do P25 e do P75 obtidos são na maioria dos casos mais elevados quando não se utilizaram luvas (Figura 4.4). No entanto, é preciso salientar que a utilização das luvas em couro produziu esforços musculares bastante semelhantes aos obtidos (por vezes, ligeiramente menores) quando não foram usadas qualquer tipo de luva;

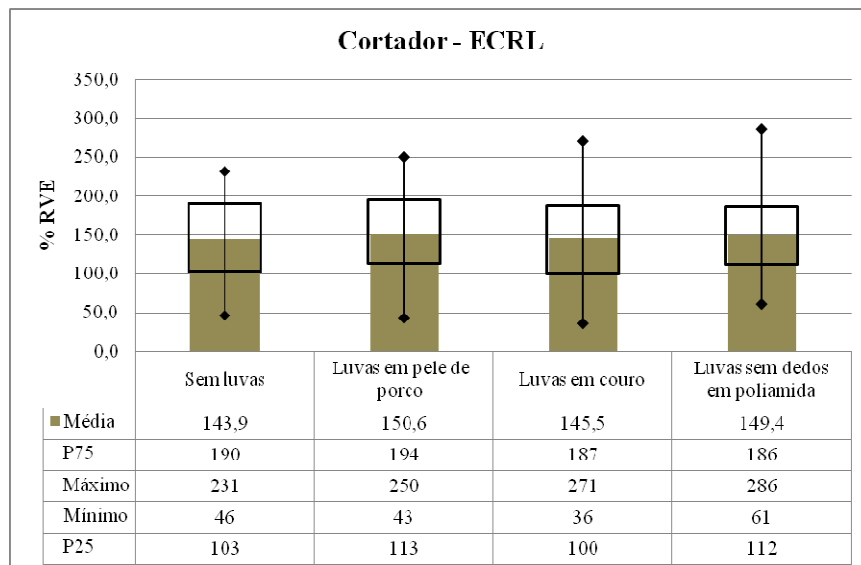


**Figura 4.4:** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

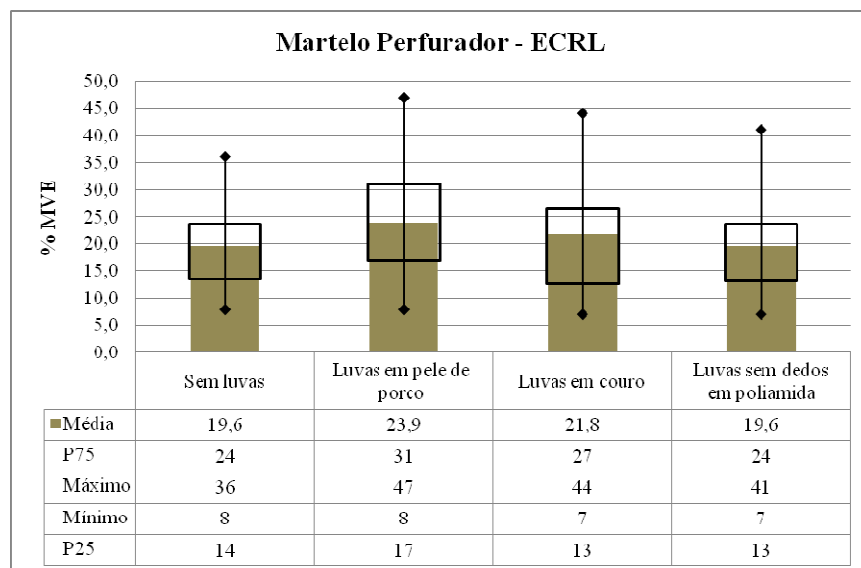
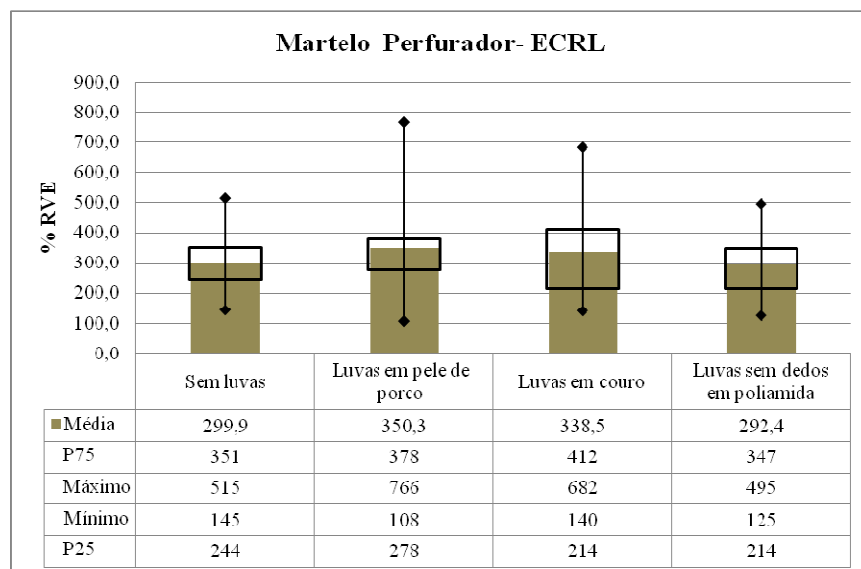
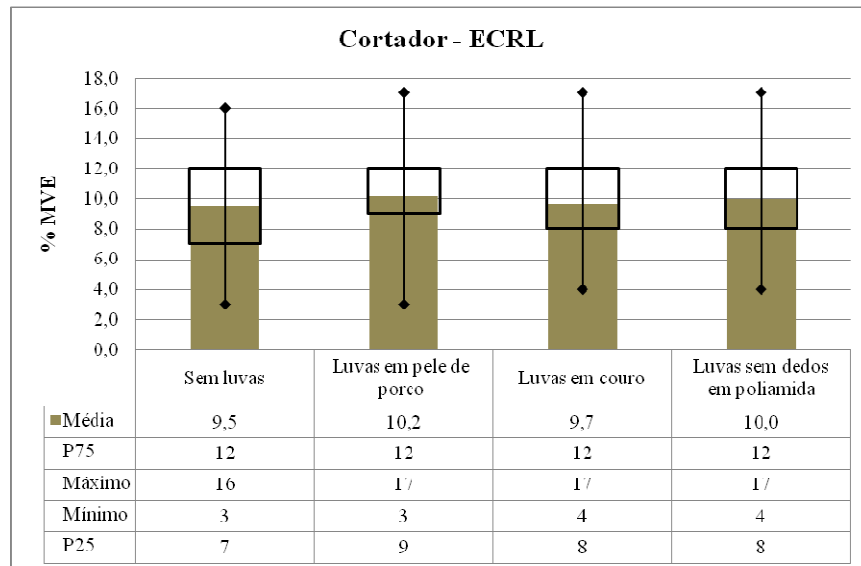


**Figura 4.4 (cont.):** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

- O músculo ECRL não evidenciou nenhuma tendência (Figura 4.5), sendo que os esforços obtidos para cada um dos cenários simulados apresentam um padrão bastante homogêneo (principalmente no que diz respeito à tarefa que implica a utilização do cortador).



**Figura 4.5:** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)



**Figura 4.5 (cont.):** Gráficos ilustrativos do esforço médio muscular realizado, em termos de % RVE e % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)



Assim, de uma forma genérica, pode concluir-se que existe uma certa tendência que mostra que utilização de luvas anti-vibratórias faz diminuir a intensidade dos músculos flexores e aumentar a intensidade dos músculos extensores (principalmente ao nível do ECU). No entanto, o aumento ao nível dos flexores é bastante superior à diminuição ao nível dos extensores, o que vai ao encontro das diferenças significativas encontradas (bem mais evidentes nos músculos flexores, sendo de salientar que na tarefa que implica a utilização do cortador não foram encontradas diferenças significativas entre os vários cenários simulados quando se analisam os músculos extensores). Tal não corresponde às conclusões retiradas da investigação de Larivière et al. (2004), em que existia sempre um aumento significativo da intensidade muscular ao nível dos músculos extensores e também ao nível dos flexores (embora neste último, nem sempre fosse significativamente diferente) durante a utilização de luvas.

Por outro lado, observando esses mesmos gráficos verifica-se a existência de uma grande dispersão de valores, isto é a diferença entre os valores máximo e mínimos é muito grande. Tal facto, pode ser justificado através dos factores que explicam as diferenças entre operadores e descritas no parágrafo 3.1.1 (velocidade de execução das tarefas, forma de pegar nas ferramentas manuais eléctricas, diferenças entre métodos e técnicas de trabalho, heterogeneidade existente nas propriedades (por exemplo, rigidez) dos materiais (blocos de madeira e lajes) utilizados para a execução das tarefas em contexto simulado de trabalho).

#### **4.2.3. Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos vários músculos quando da utilização do cortador e do martelo perfurador**

Outra das análises que se realizou, consistia em comparar o esforço muscular realizado com o cortador e com o martelo perfurador.

Na Tabela 4.11 estão descritos (sob a forma de “média (mínimo-máximo)”) os valores de esforço médio obtido em cada músculo (em termos de % RVE), em cada um dos quatro cenários efectuados quando se utilizou o cortador e o martelo em contexto simulado de trabalho.

**Tabela 4.11: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % RVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)**

		Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	<b>Média</b> - Cortador				
	FDS	169,4 (63-315)	133,7 (55-287)	121,8 (50-256)	142,8 (60-75)
	FCU	104,9 (49-185)	84,4 (47-127)	79,3 (42-125)	102,2 (51-207)
	ECU	68,9 (16-109)	77,1 (23-117)	71,6 (20-130)	72,6 (14-113)
	ECRL	143,9 (46-231)	150,6 (43-250)	145,5 (36-271)	149,4 (61-286)
	<b>Média</b> – Martelo perfurador				
	FDS	270,3 (116-491)	219,6 (108-487)	223,7 (116-452)	244,9 (129-419)
	FCU	185,9 (90-360)	143,8 (61-281)	147,9 (82-269)	160,3 (73-245)
	ECU	106,7 (55-174)	128,8 (59-231)	115,1 (62-238)	128,1 (61-206)
	ECRL	299,9 (145-515)	350,3 (108-766)	338,5 (140-682)	292,4 (125-495)

Por outro lado, na Tabela 4.12 são apresentados (sob a forma de “média (mínimo-máximo)”) os valores de esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados quando se utilizou o cortador e o martelo em contexto simulado de trabalho.

**Tabela 4.12: Esforço médio realizado por cada músculo (em termos de % MVE), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)**

		Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% MVE	<b>Média</b> - Cortador				
	FDS	20,7 (8-35)	16,9 (6-35)	16,0 (7-40)	18,3 (7-28)
	FCU	22,1 (4-38)	18,7 (3-42)	17,6 (3-50)	22,5 (4-54)
	ECU	26,6 (10-37)	29,9 (14-46)	27,4 (10-45)	28,0 (8-43)
	ECRL	9,5 (3-16)	10,2 (3-17)	9,7 (4-17)	10,0 (4-17)
	<b>Média</b> – Martelo perfurador				
	FDS	34,1 (18-60)	28,9 (11-49)	28,9 (13-53)	31,1 (12-55)
	FCU	41,4 (8-93)	32,9 (4-63)	33,7 (6-73)	35,7 (5-70)
	ECU	45,8 (22-84)	55,0 (29-98)	48,0 (28-84)	53,8 (30-90)
	ECRL	19,6 (8-36)	23,9 (8-47)	21,8 (7-44)	19,6 (7-41)

Deste modo, comparou-se (através do teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* de duas caudas) os valores médios do esforço obtido em cada um dos músculos em análise (e para cada cenário existente) quando os operadores estavam a realizar as tarefas com cortador

e com martelo perfurador. Os valores de *p-level* que resultaram desta análise comparativa são apresentados na Tabela 4.13.

**Tabela 4.13: Valores de *p-level* que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)**

Normalização do SEMG	FDS				FCU			
	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
% RVE	0,002 (*)	0,005 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,002 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)
% MVE	0,002 (*)	0,001 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,002 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,001 (*)
Normalização do SEMG	ECU				ECRL			
	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
% RVE	0,013 (**)	0,006 (*)	0,002 (*)	0,002 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)
% MVE	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,001 (*)	0,001 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

(\*\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,05)

Observando a Tabela 4.13, verifica-se que os valores de *p-level* obtidos são inferiores a 0,05 (excepto no músculo ECU, sem luvas, % RVE, cujo valor de *p-level* é inferior a 0,05), pelo que se pode afirmar, que globalmente, para um nível de confiança de 99%, o esforço muscular realizado foi estatisticamente superior durante a manipulação do martelo perfurador ( $\approx 10\text{--}25\%$  MVE) relativamente à utilização do cortador. Esta conclusão já era expectável quando se observava o esforço nos membros superiores dos operadores, ao executarem as tarefas em contexto simulado de trabalho.

#### 4.2.4. Verificação da existência de homogeneidade ao nível do esforço muscular realizado

Outras das questões que se coloca nesta análise crítica é a verificação se o nível de contracção muscular realizado se mantém homogéneo para um mesmo operador, isto é, se o operador em que se registou o valor mais elevado de contracção muscular quando se utilizou o cortador é o mesmo que quando se utilizou o martelo perfurador (para o mesmo cenário efectuado). Para tal, calculou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (Tabela 4.14) entre os valores de esforço muscular obtido (em termos de % RVE e % MVE) quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador, para os quatro cenários efectuados.

**Tabela 4.14:** Valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos para verificação da existência de homogeneidade ao nível do esforço muscular realizado para um mesmo operador aquando do manuseamento de diferentes ferramentas manuais eléctricas (n=14)

Normalização do SEMG	FDS				FCU			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	0,52	0,53	0,81	0,60	0,62	0,72	0,67	0,63
% MVE	0,65	0,69	0,87	0,67	0,58	0,81	0,62	0,68
Normalização do SEMG	ECU				ECRL			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	0,87	0,67	0,64	0,63	0,42	0,57	0,76	0,71
% MVE	0,56	0,23	0,46	0,24	0,67	0,64	0,66	0,53

Perante os resultados constantes na Tabela 4.14, chega-se à conclusão que os coeficientes de correlação de *Pearson* obtidos quando a normalização do SEMG foi feita através dos valores de RVE e dos valores de MVE apresentam, globalmente, valores semelhantes, o que dá maior consistência às conclusões.

Por outro lado, é de salientar que estabeleceu-se como critério:

- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,76$  – Nível de contracção muscular muito homogéneo;
- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,51$  e  $\leq 0,75$  – Nível de contracção muscular relativamente homogéneo;
- Todos os restantes coeficiente de correlação de *Pearson* não pertencentes aos intervalos acima discriminados, dizem respeito níveis de contracção muscular muito pouco ou nada homogéneos.

No entanto, pode afirmar-se que o nível de contracção muscular é relativamente homogéneo uma vez que os valores registados na Tabela 4.14 estão maioritariamente compreendidos entre os 0,51 e os 0,75. Assim, o nível de contracção muscular não é apenas dependente das características individuais dos operadores (pois caso fosse, o nível de contracção muscular deveria ser muito homogéneo), mas também do tipo de tarefas que estes estão a desempenhar (diferenças intra operador). A combinação destes dois factores pode ser a justificação para a não obtenção de coeficientes de correlação de *Pearson* mais elevados.

#### **4.2.5. Análise comparativa do esforço muscular realizado pelos quatro músculos analisados nas mesmas circunstâncias de trabalho**

Uma outra análise que era exigida a um estudo deste tipo, consistia em verificar qual dos músculos em análise apresentava um nível de contracção maior e ainda tentar perceber se existem diferenças significativas no esforço realizado entre os vários músculos quando se está perante o mesmo cenário simulado.

Contudo, não faz sentido utilizar os valores do esforço muscular expressos em % RVE para comparar o esforço realizado entre os vários músculos, uma vez que a carga exterior que se utilizou para normalizar o SEMG proveniente de cada um dos músculos em estudo foi diferente. Assim, esta análise comparativa apenas se pode fazer em termos de % MVE onde a normalização do SEMG foi feita a partir dos valores máximos que cada músculo consegue executar.

Assim, e como tem vindo a ser hábito ao longo deste trabalho quando se quer testar diferenças significativas entre amostras dependentes, recorreu-se ao teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* de duas caudas. Os dados que serviram de comparação são os que foram apresentados na Tabela 4.12.

Na Tabela 4.15 apresentam-se os valores de *p-level* referentes à tarefa 1, isto é, a que implicou a utilização do cortador.

**Tabela 4.15:** Valores de *p-level* que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado pelos diferentes músculos perante o mesmo cenário simulado, quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)

	Sem luvas				Luvas em pele de porco			
	FDS	FCU	ECU	ECRL	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>FDS</b>	-	0,835	0,030 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(*)</sup>	-	0,773	0,001 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(*)</sup>
<b>FCU</b>	-	-	0,542	0,002 <sup>(*)</sup>	-	-	0,004 <sup>(*)</sup>	0,004 <sup>(*)</sup>
<b>ECU</b>	-	-	-	0,000 <sup>(*)</sup>	-	-	-	0,000 <sup>(*)</sup>
<b>ECRL</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
	Luvas em couro				Luvas sem dedos em poliamida			
	FDS	FCU	ECU	ECRL	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>FDS</b>	-	0,945	0,008 <sup>(*)</sup>	0,009 <sup>(*)</sup>	-	0,369	0,005 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(*)</sup>
<b>FCU</b>	-	-	0,014	0,008 <sup>(*)</sup>	-	-	0,251	0,002 <sup>(*)</sup>
<b>ECU</b>	-	-	-	0,000 <sup>(*)</sup>	-	-	-	0,000 <sup>(*)</sup>
<b>ECRL</b>	-	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

(\*\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,05)

De forma análoga, os valores de *p-level* referentes à tarefa 2, isto é, a que recorreu à utilização do martelo perfurador estão constantes na Tabela 4.16.

**Tabela 4.16:** Valores de *p-level* que resultaram da análise comparativa do esforço muscular realizado pelos diferentes músculos perante o mesmo cenário simulado, quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

	Sem luvas				Luvas em pele de porco			
	FDS	FCU	ECU	ECRL	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>FDS</b>	-	0,413	0,006 (*)	0,000 (*)	-	0,635	0,000 (*)	0,190
<b>FCU</b>	-	-	0,635	0,037 (**)	-	-	0,011 (**)	0,348
<b>ECU</b>	-	-	-	0,000 (*)	-	-	-	0,000 (*)
<b>ECRL</b>	-	-	-	-	-	-	-	-
	Luvas em couro				Luvas sem dedos em poliamida			
	FDS	FCU	ECU	ECRL	FDS	FCU	ECU	ECRL
<b>FDS</b>	-	0,384	0,000 (*)	0,024 (**)	-	0,444	0,000 (*)	0,000 (*)
<b>FCU</b>	-	-	0,025 (**)	0,029 (**)	-	-	0,023 (**)	0,022 (**)
<b>ECU</b>	-	-	-	0,000 (*)	-	-	-	0,000 (*)
<b>ECRL</b>	-	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas ( $p\text{-level}<0,01$ )

(\*\*) Diferenças significativas ( $p\text{-level}<0,05$ )

Através dos resultados acima apresentados, pode afirmar-se, para um nível de confiança de 95% (e em alguns casos para um nível de confiança de 99%):

- Não existem diferenças significativas no nível de contracção dos dois músculos flexores (FDS e FCU) analisados neste estudo, para todos os cenários efectuados;
- O nível de contracção do músculo ECU é estatisticamente superior em  $\approx 17\text{-}20\%$  MVE (tarefa com utilização do cortador) e  $\approx 26\text{-}34\%$  MVE (tarefa com utilização do martelo perfurador) relativamente ao do músculo ECRL;
- O nível de contracção do músculo ECU é estatisticamente superior em  $\approx 6\text{-}13\%$  MVE (tarefa com utilização do cortador) e  $\approx 12\text{-}26\%$  MVE (tarefa com utilização do martelo perfurador) relativamente ao do músculo FDS;
- Para a tarefa que envolve a utilização do cortador, o nível de contracção dos músculos FDS e FCU (para além do músculo ECU, já mencionado anteriormente) é estatisticamente superior ( $\approx 6\text{-}11\%$  MVE e  $\approx 8\text{-}13\%$  MVE, respectivamente) ao do músculo ECRL.

Deste modo, torna-se importante perceber qual destes músculos apresenta um maior nível de contracção, para cada operador, na execução deste tipo de tarefas (tarefas do tipo apreensão manual). Verifica-se que o músculo mais activado não é constante para todos os operadores. No entanto, o músculo ECU é aquele que para a maioria dos operadores apresenta um maior nível de contracção (nomeadamente para 79% e 71% dos operadores quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador, sendo o nível de contracção  $\approx 11-38\%$  MVE e  $\approx 27-86\%$  MVE respectivamente). Segue-se o músculo FCU que para 14% (tarefa com cortador) e 21% (tarefa com martelo perfurador) dos operadores é o mais activo com um nível de contracção de  $\approx 28-46\%$  MVE e  $\approx 46-72\%$  MVE. Por último, apenas em 7% dos operadores, tanto na tarefa em que se utilizou o cortador como na que se utilizou o martelo, é o FDS que apresenta um maior nível de contracção muscular ( $\approx 34\%$  MVE e  $\approx 50\%$  MVE, respectivamente). Por outro lado, para todos os operadores e para ambas as ferramentas, o músculo ECRL é o menos solicitado.

Assim, pode afirmar-se que são os músculos responsáveis pela estabilização cubital do punho (ECU e FCU), aqueles que possuem um maior nível de contracção nas tarefas do tipo *hand grip*, o que vai ao encontro das conclusões a que Johansson et al. (2004) chegou na sua investigação, apesar do músculo ECU ser aquele que para a maioria dos operadores tem uma maior activação.

#### **4.2.6. Avaliação o risco para fadiga na realização de tarefas em contexto simulado de trabalho**

A avaliação do risco para o aparecimento de fadiga na realização de tarefas em contexto simulado de trabalho será feita com base nos critérios explicitados no parágrafo 2.11, nomeadamente na Tabela 2.9. Desta forma, para se proceder a esta avaliação apenas se utilizarão os dados obtidos de esforço muscular quando normalizados a partir dos valores de MVE (pois só estes é que podem ser comparados com os valores de referência).

Contudo, é preciso salvaguardar que esta análise parte do pressuposto que os ensaios realizados em contexto simulado de trabalho são representativos de 10 a 15 minutos de actividade (o que se aceita admissível para este tipo de tarefas), de maneira a que se possa fazer uma comparação com os valores apresentados na Tabela 2.9.



Os valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular quando os operadores realizam a tarefa 1 (com cortador) são apresentados na Tabela 4.17 sob a forma de “média (mínimo-máximo)”.

**Tabela 4.17: Valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular quando se utilizou o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	<b>FDS</b>	<b>FCU</b>	<b>ECU</b>	<b>ECRL</b>
<b>Média</b> - % MVE				
Sem luvas	<b>20,7</b> (8-35)	<b>22,1</b> (4-38)	<b>26,6</b> (10-37)	9,5 (3-16)
Luvas em pele de porco	<b>16,9</b> (6-35)	<b>18,7</b> (3-42)	<b>29,9</b> (14-46)	10,2 (3-17)
Luvas em couro	<b>16,0</b> (7-40)	<b>17,6</b> (3-50)	<b>27,4</b> (10-45)	9,7 (4-17)
Luvas sem dedos em poliamida	<b>18,3</b> (7-28)	<b>22,5</b> (4-54)	<b>28,0</b> (8-43)	10,0 (4-17)
<b>P10</b> - % MVE				
Sem luvas	13,7 (5-22)	16,0 (2-33)	<b>20,8</b> (6-51)	6,6 (2-12)
Luvas em pele de porco	11,0 (4-20)	13,7 (2-30)	<b>22,5</b> (8-39)	7,2 (2-12)
Luvas em couro	10,9 (4-25)	12,8 (2-36)	<b>19,6</b> (4-33)	6,5 (2-12)
Luvas sem dedos em poliamida	12,5 (3-22)	16,0 (3-42)	<b>20,1</b> (5-34)	7,1 (3-12)
<b>P90</b> - % MVE				
Sem luvas	28,1 (9-55)	27,7 (5-48)	32,7 (12-50)	12,3 (4-20)
Luvas em pele de porco	22,5 (7-52)	23,1 (4-56)	37,9 (18-61)	12,7 (3-22)
Luvas em couro	21,9 (9-69)	21,7 (4-58)	34,8 (15-59)	11,9 (4-21)
Luvas sem dedos em poliamida	23,9 (9-40)	28,7 (4-58)	35,6 (10-55)	12,6 (5-23)

Analisando a Tabela 4.17, verifica-se que para a tarefa 1, isto é, a que envolve a utilização do cortador, não existe qualquer risco de fadiga no músculo ECRL uma vez que todos os valores de P10, da média e P90 estão abaixo dos valores teóricos constantes na Tabela 2.9 (15,0; 16,0 e 50-70 % MVE respectivamente).

Por outro lado, no que respeita aos músculos FDS e FCU verifica-se que os valores da média estão acima dos valores de referência; contudo, os valores de P10 estão, globalmente abaixo dos valores limite estabelecidos. Ainda assim, para estes dois músculos, observa-se risco para o aparecimento de fadiga em actividades de duração de 10-15 minutos.

No que respeita ao músculo ECU, verifica-se que é o músculo que apresenta um maior risco para o aparecimento de fadiga, uma vez que tanto para a média, como para o P10 os valores registados são superiores aos valores de referência, pelo que se pode afirmar que para este músculo existe risco para o aparecimento de fadiga em actividades de duração de 10-15 minutos.

Analogamente, a mesma análise foi realizada para a tarefa 2, ou seja, a que envolvia o manuseamento do martelo perfurador, sendo que os valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular estão constantes na Tabela 4.18, também sob a forma de “média (mínimo-máximo)”.

**Tabela 4.18: Valores médios, P10 e P90 obtidos para o esforço muscular quando se utilizou o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	<b>FDS</b>	<b>FCU</b>	<b>ECU</b>	<b>ECRL</b>
<b>Média</b> - % MVE				
Sem luvas	<b>34,1</b> (18-60)	<b>41,4</b> (8-93)	<b>45,8</b> (22-84)	<b>19,6</b> (8-36)
Luvas em pele de porco	<b>28,9</b> (11-49)	<b>32,9</b> (4-63)	<b>55,0</b> (29-98)	<b>23,9</b> (8-47)
Luvas em couro	<b>28,9</b> (13-53)	<b>33,7</b> (6-73)	<b>48,0</b> (28-84)	<b>21,8</b> (7-44)
Luvas sem dedos em poliamida	<b>31,1</b> (12-55)	<b>35,7</b> (5-70)	<b>53,8</b> (30-90)	<b>19,6</b> (7-41)
<b>P10</b> - % MVE				
Sem luvas	<b>24,5</b> (12-49)	<b>28,7</b> (6-60)	<b>32,8</b> (17-60)	<b>13,2</b> (5-25)
Luvas em pele de porco	<b>19,6</b> (8-35)	<b>22,8</b> (3-46)	<b>38,4</b> (19-74)	<b>16,3</b> (4-35)
Luvas em couro	<b>18,5</b> (9-42)	<b>23,2</b> (4-60)	<b>33,5</b> (20-63)	<b>13,9</b> (4-26)
Luvas sem dedos em poliamida	<b>21,6</b> (9-38)	<b>25,3</b> (4-53)	<b>38,0</b> (22-66)	<b>15,0</b> (3-57)
<b>P90</b> - % MVE				
Sem luvas	44,9 (23-80)	54,1 (10-96)	59,3 (26-95)	26,4 (9-48)
Luvas em pele de porco	37,8 (13-60)	41,2 (5-81)	71,5 (35-99)	31,4 (11-57)
Luvas em couro	39,7 (17-77)	44,9 (8-86)	62,8 (35-90)	30,1 (8-67)
Luvas sem dedos em poliamida	41,6 (15-81)	47,4 (6-88)	70,5 (36-92)	26,7 (9-57)

Relativamente a esta segunda tarefa, pode afirmar-se que para os músculos FDS, FCU e ECRL, existe risco para o aparecimento de fadiga (em actividades de duração de 10-15 minutos), uma vez que os valores da média e de P10 estão acima de 16 e 15 % MVE respectivamente (excepto para o músculo ECRL, nos cenários sem luvas e luvas em couro).

No entanto, o músculo onde o risco para fadiga em actividades de duração de 10-15 minutos é maior é o ECU, onde quer os valores da média, do P10 e do P90 estão acima dos valores de referência apresentados na Tabela 2.9.

Deste modo, numa perspectiva global, analisando as duas tarefas simuladas, para a maioria dos músculos e dos cenários verifica-se que os valores da média (nível de actividade dinâmica) e os valores de P10 (nível de contracção estática) são muito próximos, pelo que se pode afirmar que os músculos têm pouco tempo para relaxar. Por outro lado, o músculo ECU é o que apresenta maior risco para aparecimento de fadiga, o que já seria de esperar, pois como tinha sido dito no parágrafo 4.2.5, é o músculo que apresenta um maior nível de

activação. É ainda de salientar que a utilização de luvas anti-vibratórias não promove diferenças no risco para aparecimento de fadiga em actividades de duração de 10-15 minutos.

#### 4.2.7. Análise da eficácia das luvas anti-vibratórias

Neste parágrafo fazer-se-á uma análise comparativa da vibração transmitida ao HAS sem e com a utilização de luvas anti-vibratórias, analisando a eficácia das luvas anti-vibratórias. Assim, na Tabela 4.19 apresentam-se os valores totais de vibração ( $a_{hv}$ , ver equação 2) registados pelo acelerómetro (sob a forma de “média (mínimo-máximo)”), colocado no punho dos operadores (como se pode visualizar na Figura 3.11), quando os operadores realizavam as tarefas em contexto simulado de trabalho.

**Tabela 4.19: Valores totais de vibração, registados pelo acelerómetro colocado no punho dos operadores, quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)**

	Tarefa 1 - Cortador	Tarefa 2 - Martelo perfurador
<b><math>a_{hv}</math> (punho) - <math>m/s^2</math></b>		
Sem luvas	1,16 (0,52-2,60)	14,91 (11,62-23,50)
Luvas em pele de porco	1,00 (0,48-2,05)	13,95 (10,26-16,73)
Luvas em couro	1,02 (0,38-1,94)	14,08 (9,60-19,50)
Luvas sem dedos em poliamida	1,08 (0,47-2,28)	14,54 (9,03-18,44)

Recorreu-se ao teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* de duas caudas (teste bilateral), tendo-se determinando os valores de *p-level* (Tabela 4.20) para cada tarefa, a partir dos valores constantes na Tabela 4.19.

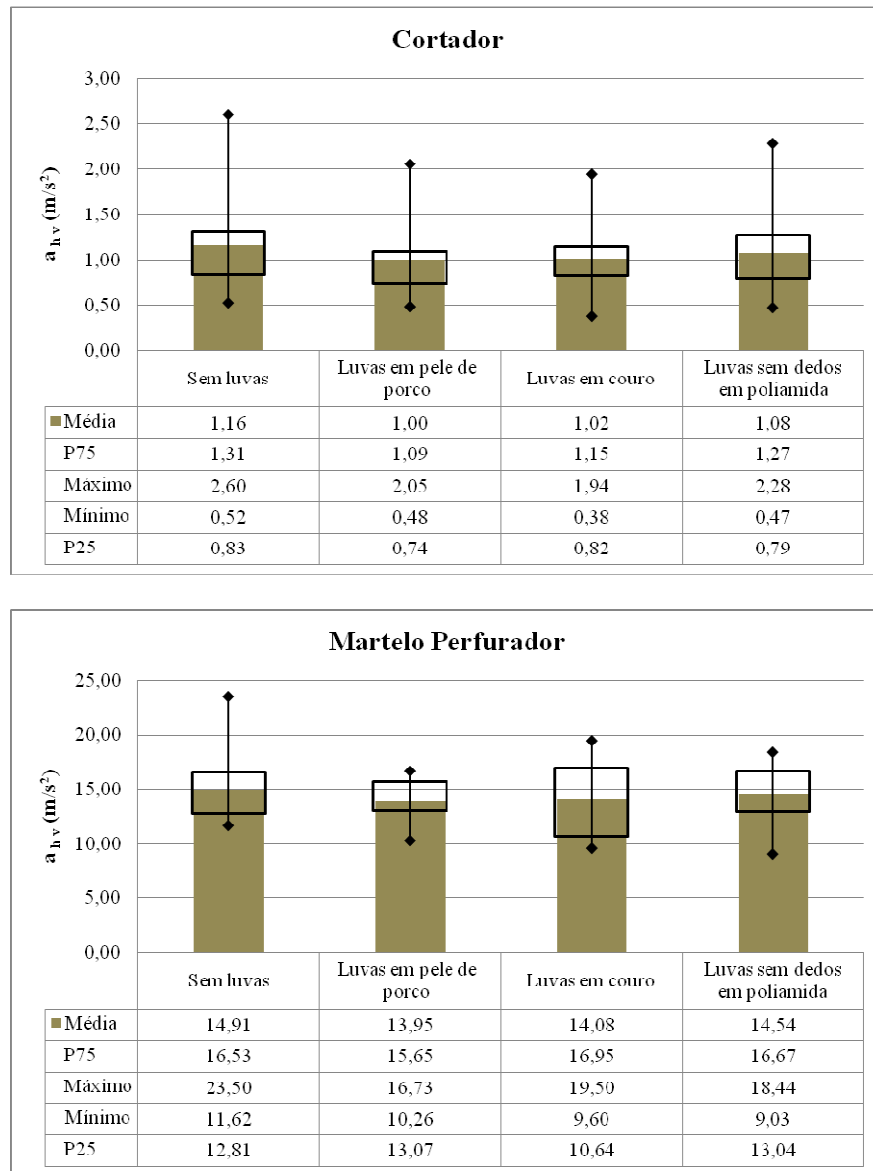
**Tabela 4.20:** Valores de *p-level* obtidos quando se compara os valores totais de vibração transmitida ao HAS nos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador e do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

	Tarefa 1 - Cortador				Tarefa 2- Martelo perfurador			
	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
Sem luvas	-	0,173	0,275	0,168	-	0,318	0,583	0,855
Luvras em pele de porco	-	-	0,453	0,199	-	-	0,903	0,273
Luvras em couro	-	-	-	0,637	-	-	-	0,808
Luvras sem dedos em poliamida	-	-	-	-	-	-	-	-

A partir dos valores de *p-level* constantes na tabela acima apresentada pode afirmar-se que, para um nível de confiança de 95%, não existem diferenças significativas na vibração total transmitida ao HAS ( $p\text{-level} > 0,05$ ), com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias para ambas as tarefas. Assim, verifica-se que a utilização de luvas anti-vibratórias não tem efeito estatisticamente significativo na atenuação e/ou amplificação das vibrações (para os cenários efectuados e ferramentas manuais utilizadas).

Deste modo, apesar de não existirem diferenças significativas, construíram dois gráficos que são apresentados no anexo II (de forma ampliada) e na Figura 4.6 deste trabalho, um referente à utilização do cortador e outro à utilização do martelo perfurador, para ilustrar a vibração transmitida ao HAS com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias.

No entanto, visualizando a Figura 4.6 verifica-se que, embora os valores médios sejam numericamente mais altos quando não se utilizam luvas anti-vibratórias, a diferença não é significativa para os restantes cenários, pelo que não se consegue evidenciar nenhum padrão de tendência.



**Figura 4.6:** Gráficos ilustrativos dos valores totais de vibração transmitida ao HAS (média, P75, máximo, mínimo e P25), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador (n=14)

Numa outra perspectiva de tentar perceber a eficácia das luvas anti-vibratórias, averiguou-se, operador a operador, qual o cenário em que existia um maior amortecimento de vibrações, tendo-se constatado:

- Para a operação com cortador: o amortecimento das vibrações foi maior em 43% dos operadores quando estes usaram as luvas em pele de porco (amortecimento de  $\approx 0,1$ - $0,5 \text{ m/s}^2$ ); em 29% dos casos quando se recorreu a luvas em couro ( $\approx 0,1$ - $1,2 \text{ m/s}^2$ ); em 21% quando se utilizaram as luvas sem dedos em poliamida ( $\approx 0,1$ - $0,2 \text{ m/s}^2$ );

- Para a operação com martelo perfurador: o amortecimento das vibrações foi maior em 50% dos operadores quando estes usaram as luvas em pele de porco (amortecimento de  $\approx 0,6-3,4 \text{ m/s}^2$ ); em 36% dos casos quando se recorreu a luvas em couro ( $\approx 0,1-1,7 \text{ m/s}^2$ ); em 14% quando se utilizaram as luvas sem dedos em poliamida ( $\approx 2,7-4,2 \text{ m/s}^2$ );
- Verificou-se que para um mesmo operador, a luva que mais amortecia as vibrações podia variar consoante a ferramenta que estivesse a manusear.

Deste modo, nesta matéria, pode concluir-se que existe uma grande variabilidade no amortecimento obtido com as luvas, variando entre operadores e entre diferentes tipos de luvas, o que vai ao encontro dos resultados apresentados Paddan e Griffin (1997) e Dong et al. (2005). Assim, na prática, pode não ser consequente seleccionar a melhor luva com base nos valores catalogados de amortecimento de vibração. No contexto simulado de trabalho, pode não ser esta a luva que efectivamente proporciona maior amortecimento na vibração transmitida ao HAS. Tal situação, deve-se ao facto das características individuais dos operadores, dos métodos de trabalho que estes adoptam nomeadamente ao nível da forma de pegar nas várias ferramentas, se sobreporem e consequentemente diluam as características técnicas das luvas.

Deste modo, tendo em conta a conclusão deste estudo, é desejável seleccionar a luva que maior conforto proporciona aos operadores, atendendo a outros parâmetros, entre os quais se destacam:

- Características anatómicas da luva;
- Maleabilidade;
- Ajustamento da luva à mão;
- Forma de ligação/ articulação com o punho;
- Facilidade de retirar e colocar a luva;
- Sensibilidade que a luva oferece.

#### 4.2.8. Análise comparativa da vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador

Neste parágrafo, fazer-se-á uma comparação entre a vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador.

A partir dos dados constantes na Tabela 4.19, foram calculados os valores de *p-level* (recorrendo ao teste não paramétrico de *Wilcoxon Signed Ranks* de duas caudas (teste bilateral)), respeitantes a cada um dos cenários efectuados, sendo que todos eles apresentavam o valor de 0,000. Assim, pode afirmar-se que existe um aumento estatisticamente significativo ( $\approx 13 \text{ m/s}^2$ ) da vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o martelo perfurador em comparação com a utilização do cortador. Estes resultados já eram expectáveis quando se observa os valores médios de vibração emitidos pelas ferramentas manuais eléctricas ( $5,22 \text{ m/s}^2$  e  $12,05 \text{ m/s}^2$  para o cortador e martelo perfurador respectivamente (ver parágrafos 4.1.1 e 4.1.2)) e ainda os valores apresentados na Tabela 4.19.

#### 4.2.9. Verificação da existência de homogeneidade ao nível da vibração transmitida ao HAS

Assim, a questão que efectivamente se coloca consiste em verificar se o nível de vibração transmitida ao HAS se mantém homogéneo para um mesmo operador, isto é, se o operador em que se registou o valor mais elevado de aceleração quando se utiliza o cortador é o mesmo que quando se utilizou o martelo perfurador (para o mesmo cenário efectuado). Para tal, calculou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (Tabela 4.21) entre os valores de vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o cortador e o martelo perfurador, para os quatro cenários efectuados.

**Tabela 4.21:** Valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos para verificação da homogeneidade do nível de vibração transmitida ao HAS quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador (n=14)

Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
0,58	0,62	0,38	0,13

Por outro lado, à semelhança do que foi feito para o nível de contracção muscular, é de salientar que estabeleceu-se como critério:

- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,76$  – Nível de vibração transmitida ao HAS muito homogéneo;
- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,51$  e  $\leq 0,75$  – Nível de vibração transmitida ao HAS relativamente homogéneo;
- Todos os restantes coeficiente de correlação de *Pearson* não pertencentes aos intervalos acima discriminados, dizem respeito níveis de vibração transmitida ao HAS relativamente homogéneo.

Visualizando os coeficientes de correlação de *Pearson*, pode afirmar-se que a vibração transmitida ao HAS não é homogénea para o mesmo operador (diferenças intra operador), o que significa que esta depende do trabalho que o operador está a realizar. Tal já seria de esperar pelas conclusões a que se chegou quando se avaliou a eficácia das luvas anti-vibratórias, isto é, para o mesmo operador, a luva que mais amortece as vibrações é diferente consoante a tarefa que está a desempenhar (ver parágrafo 4.2.7) pelo que seria de estranhar a existência de uma homogeneidade ao nível da vibração transmitida ao HAS.

#### **4.2.10. Análise comparativa da vibração emitida pela ferramenta e a efectivamente transmitida ao HAS**

Outro dos objectivos deste trabalho, consistia em verificar se a vibração emitida pelas ferramentas manuais eléctricas (medida quando o acelerómetro está colocado nas pegadas das ferramentas – Tabela 4.1 e Tabela 4.2) é a mesma da vibração que é transmitida ao HAS (medida quando o acelerómetro está colocada no punho dos operadores – Tabela 4.19). De maneira a tornar mais simples e facilitada esta análise, agregou-se os dados constantes nas tabelas acima mencionadas na Tabela 4.22 (sob a forma de “média (mínimo-máximo)”).



**Tabela 4.22:** Comparação dos valores totais de vibração, registados pelo acelerómetro colocado no punho dos operadores, na utilização do cortador e do martelo perfurador (n=14) com os valores totais de vibração registados pelo acelerómetro quando colocado nas pegas das ferramentas (n=10)

	Tarefa 1 - Cortador	Tarefa 2- Martelo perfurador
<b><math>a_{h,v}</math> (punho) - <math>m/s^2</math></b>		
Sem luvas	1,16 (0,52-2,60)	14,91 (11,62-23,50)
Luvas em pele de porco	1,00 (0,48-2,05)	13,95 (10,26-16,73)
Luvas em couro	1,02 (0,38-1,94)	14,08 (9,60-19,50)
Luvas sem dedos em poliamida	1,08 (0,47-2,28)	14,54 (9,03-18,44)
<b><math>a_{h,v}</math> (pega das ferramentas) - <math>m/s^2</math></b>	6,80(6,39-7,29)	12,05 (11,07-12,84)

Assim, ao contrário de que tem vindo a acontecer, recorreu-se ao teste não paramétrico de *Wilcoxon Mann-Whitney* de duas caudas (teste bilateral) e determinaram-se os valores de *p-level* que resultaram da comparação dos valores da vibração registados na pega das ferramentas com os valores da vibração medidos no punho dos operadores para todos os cenários simulados (amostras independentes). Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.23.

**Tabela 4.23:** Valores *p-level* obtidos quando se compara a vibração emitida pelas ferramentas (n=10) e a efectivamente transmitida ao HAS (n=14)

	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Cortador	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)	0,000 (*)
Martelo perfurador	0,002 (*)	0,003 (*)	0,250	0,016 (**)

(\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,01)

(\*\*) Diferenças significativas (*p-level*<0,05)

Através dos valores constantes na tabela acima, observa-se que, globalmente, as conclusões que se podem retirar a partir dos quatro cenários efectuados (com e sem utilização de luvas anti-vibratórias) apontam na mesma direcção. Por outro lado, pode afirmar-se que, para um nível de confiança de 95%:

- Para a tarefa com cortador: A vibração emitida pelo cortador é estatisticamente superior ( $\approx 6 m/s^2$ ) à efectivamente transmitida ao HAS (transmissibilidade inferior a 1);

- Para a tarefa com o martelo perfurador: A vibração emitida pelo martelo perfurador é estatisticamente inferior ( $\approx 2-3 \text{ m/s}^2$ ) à efectivamente transmitida ao HAS (transmissibilidade superior a 1).

Esta situação, apesar de poder parecer contraditória não é totalmente inesperada, caso se compare os resultados dos estudos de Dewangana e Tewari (2008) e de Xu et al. (2009). Nestes dois estudos foram utilizadas ferramentas diferentes, sendo que o segundo recorre a martelos perfuradores. Enquanto que no primeiro, a transmissibilidade da vibração (quando o acelerómetro é colocado no punho) é inferior a 1, no segundo estudo, a aceleração da vibração medida no punho é maior do que a medida na pega, isto é, apresenta uma transmissibilidade superior a 1 (tal como acontece no estudo desenvolvido neste projecto).

Assim, constata-se que quando se está perante a utilização de diversos tipos de ferramentas, a vibração transmitida ao HAS pode aumentar ou diminuir relativamente à vibração que é emitida pelas ferramentas, pelo que se torna importante reflectir acerca das razões que justificam que tal aconteça. De seguida, apresentam-se algumas explicações que podem estar na origem desta situação:

- O nível de esforço que os operadores realizam na execução da tarefa 2 (com o martelo perfurador) é bastante superior ao realizado quando se executa a tarefa 1 (com cortador), podendo haver uma amplificação da vibração transmissão ao HAS quando o esforço realizado pelos músculos do antebraço seja bastante grande (como é o caso do martelo perfurador);
- Apesar do cortador ter apenas uma pega, ambas as ferramentas utilizadas neste estudo eram seguras pelas duas mãos. Deste modo, pode ter acontecido haver uma distribuição desigual do esforço entre as duas mãos (por exemplo, ter-se realizado um esforço maior na mão direita para o martelo e o contrário para o cortador). Contudo, como apenas foi medida a vibração transmitida ao HAS no punho da mão direita dos operadores, torna-se impossível apurar esta teoria;
- Influência que a frequência das vibrações pode ter no comportamento (ampliação ou atenuação) na transmissão dessas mesmas vibrações para o HAS. Como é sabido, o equipamento utilizado neste estudo para medição das vibrações não permite fazer uma avaliação em frequência. Contudo, suspeita-se que a vibração emitida pelo cortador

apresenta uma frequência mais alta que a do martelo. Deste modo, pode tentar-se fazer uma analogia com as conclusões dos estudos de Griffin (1998) e Rakheja et al. (2002), cujos resultados demonstraram que a utilização de luvas anti-vibratórias tinha um papel atenuar para altas frequências e um papel amplificador para baixas frequências. Admitindo que as suspeitas que se têm, acerca das ferramentas que emitem vibrações com maior e menor frequência, estão certas, verifica-se que existe uma concordância com as conclusões provenientes dos estudos mencionados anteriormente. Contudo, os resultados obtidos no estudo actual ao nível do cenário em que não são utilizadas luvas-antivibratórias (situação não contemplada nos estudos anteriormente realizados, uma vez que o método escolhido para se fazer a avaliação da eficácia das luvas anti-vibratórias foi o constante na Norma ISO 10819 (1996) enquanto que neste estudo se utilizou métodos de medição na mão) conduzem às mesmas conclusões que os resultados obtidos quando se utilizam luvas anti-vibratórias, isto é, atenuação das vibrações para altas frequências e ampliação de vibrações para baixas frequências. Assim, perante este facto, levanta-se outra questão: será que a atenuação e amplificação das vibrações verificada para altas e baixas frequências nos estudos de Griffin (1998) e Rakheja et al. (2002) estão directamente relacionadas com a utilização de luvas anti-vibratórias ou será que é a interacção da própria frequência de vibração com as características anatómicas humanas que faz ampliar a vibração para baixas frequências e atenuar a vibração para altas frequências. Esta é uma interrogação que fica suspensa e a partir da qual se poderão desenrolar investigações futuras.

#### **4.2.11. Avaliação da existência de uma relação entre a intensidade do esforço muscular e a vibração transmitida ao HAS**

Neste parágrafo deste trabalho, pretende-se verificar se existe alguma relação entre a intensidade do esforço muscular e a vibração transmitida ao HAS. Para se aferir alguma conclusão a este nível, calculou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (para o conjunto de todos os operadores), com base nos valores médios de % RVE e % MVE em duas situações distintas:

- i. Comparando o valor total da vibração transmitida ao HAS,  $a_{Hv}$ , (ver Tabela 4.22), com o nível de esforço de todos os músculos (em todos os cenários – ver tabela 4.7), quando se realiza a tarefa 1 (com cortador) em contexto simulado de trabalho (Tabela 4.24)

**Tabela 4.24:** Valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com o nível de esforço de todos os músculos (nos quatro cenários), quando se utiliza o cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)

Normalização do SEMG	FDS				FCU			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	-0,42	-0,13	-0,16	-0,11	0,00	-0,05	0,15	0,24
% MVE	0,14	0,36	0,17	0,43	0,14	0,26	0,18	0,45
Normalização do SEMG	ECU				ECRL			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	0,02	0,23	0,17	0,23	-0,40	-0,06	-0,19	-0,09
% MVE	-0,25	-0,04	0,05	0,03	0,00	0,39	0,28	0,39

- ii. Comparando o valor total da vibração transmitida ao HAS,  $a_{Hv}$ , (ver Tabela 4.22), com o nível de esforço de todos os músculos (em todos os cenários – ver Tabela 4.9), quando se realiza a tarefa 2 (com o martelo perfurador) em contexto simulado de trabalho (Tabela 4.25)

**Tabela 4.25:** Valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com o nível de esforço de todos os músculos (nos quatro cenários), quando se utiliza o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

Normalização do SEMG	FDS				FCU			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	0,08	-0,21	-0,43	-0,52	0,16	-0,07	0,08	-0,29
% MVE	0,40	0,06	-0,36	0,06	0,03	-0,13	-0,13	-0,27
Normalização do SEMG	ECU				ECRL			
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
% RVE	0,03	0,33	-0,12	-0,03	0,19	0,05	-0,74	-0,05
% MVE	0,37	0,12	-0,34	-0,07	0,25	0,10	-0,57	0,02

Analisando as Tabela 4.24 e Tabela 4.25, verifica-se que os coeficientes de correlação de *Pearson* obtidos entre as duas variáveis em estudo são bastante baixos (muito próximos do valor 0, para a maioria dos casos), pelo que se pode afirmar, que na utilização de ambas as ferramentas não existe nenhuma relação entre a vibração transmitida ao HAS e o esforço realizado pelos vários músculos, isto é, o operador que realiza mais esforço não é necessariamente, aquele em que a vibração transmitida ao HAS é superior.

#### **4.2.12. Auto-percepção dos operadores em relação à intensidade de esforço muscular**

Para se avaliar a auto-percepção dos operadores relativamente à intensidade de esforço muscular, calculou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (operador a operador), através da pontuação atribuída pelos operadores relativamente ao nível de esforço e os valores de esforço muscular, efectivamente registados, em termos de %RVE e %MVE. É de salientar que os operadores apenas classificaram o nível de esforço genericamente, isto é, não fazendo a atribuição de pontuação para cada músculo específico, pelo que quando se vai comparar o esforço registado em cada músculo com a pontuação atribuída, esta última será igual para todos eles.

Por outro lado, é de salientar que estabeleceu-se como critério (que será sempre igual ao longo de todas as análises, deste género, que se seguirão):

- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,76$  – Auto-percepção muito boa;
- Coeficiente de Correlação de *Pearson*  $\geq 0,51$  e  $\leq 0,75$  – Auto-percepção boa;
- Todos os restantes coeficiente de correlação de *Pearson* não pertencentes aos intervalos acima discriminados, dizem respeito a auto-percepções más e muito más.

- i. Comparação do esforço muscular registado em %RVE e %MVE (para os quatro músculos em estudo), com a pontuação atribuída pelos operadores (na escala descrita no parágrafo 3.3.7), para os quatro cenários efectuados simulados na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho

Através da Figura 4.7, comparando os resultados obtidos para os vários músculos, verifica-se que o esforço realizado pelo FDS é o que mais se “encaixa” na auto-percepção dos operadores pois é para este músculo que existe uma maior percentagem de operadores com coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,51 (38,5% sendo que destes 30,8% e 23,4% apresentam valores de coeficientes de correlação de *Pearson* entre os 0,76 e 1 quando se utilizaram valores de % RVE e % MVE respectivamente). Assim, constata-se que, ao contrário do que seria de esperar, não é o músculo que está mais activo (ECU seguido do FCU, ver parágrafo 4.2.5) que tem uma melhor relação com a auto-percepção dos operadores.

Por outro lado, verifica-se que é para os músculos extensores (ECU e ECRL) que se obtêm coeficientes de correlação de *Pearson* mais negativos, isto é, entre -1 e -0,50, sendo que destes, uma percentagem ainda considerável apresenta valores entre os -1 e -0,75. Deste modo, e tendo em atenção que existia um padrão que evidenciava que a utilização de luvas diminuía o esforço nos músculos flexores e aumentava o esforço nos extensores, principalmente ao nível do ECU, pode concluir-se, que a maioria dos operadores considerou que o esforço realizado sem luvas era maior do que com a utilização de luvas anti-vibratórias (os operadores têm uma melhor percepção do esforço realizado pelo músculo FDS).

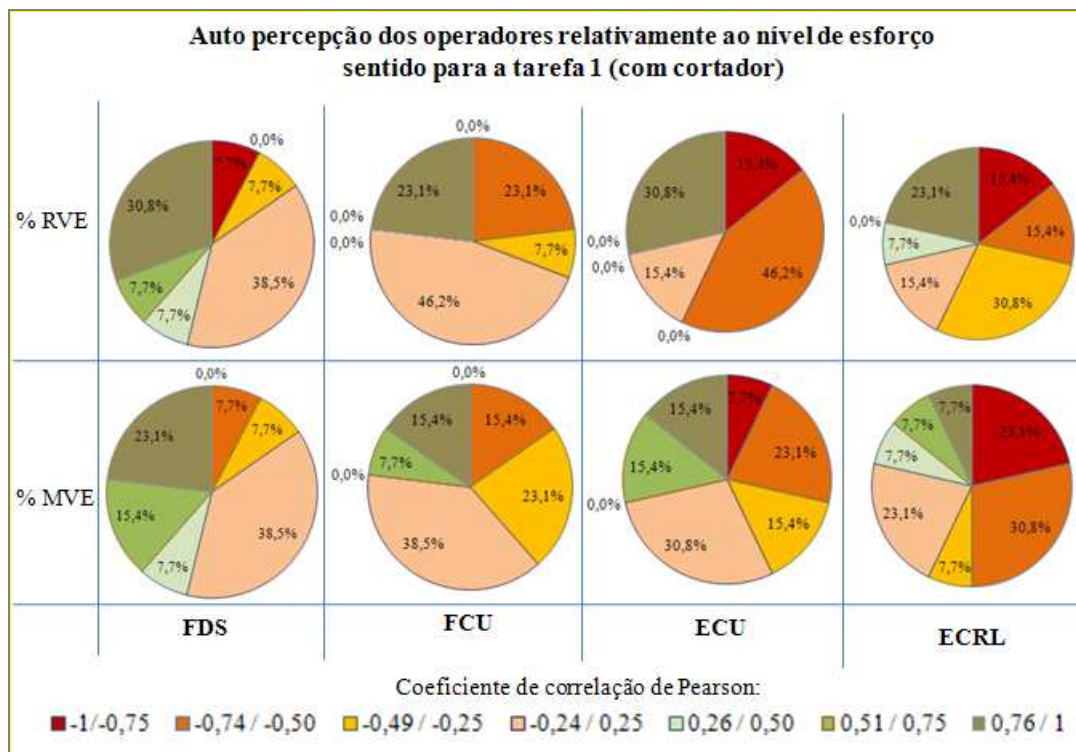


Figura 4.7: Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor do esforço muscular, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)

É de salientar que na Figura 4.7, agruparam-se os vários coeficientes de correlação de *Pearson* por diferentes classes que se constituíram. Essas classes, foram criadas com os valores limite estabelecidos, na tentativa, de posteriormente se adequarem às conclusões que se pretendem retirar. Esta subdivisão será sempre igual ao longo de todas as análises, deste género, que se seguirão.

Assim, tomando como base a pontuação atribuída pelos 38,5% dos operadores que apresentam coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50 (ao nível do FDS), apresenta-se na Tabela 4.26, os valores médios dessa mesma pontuação atribuída para os quatro cenários simulados e respectiva conversão para uma dimensão perceptível (note-se que os operadores que contribuíram para que se atingisse os 30,8%+7,7% quando se utilizou valores de esforço em termos de % RVE foram os mesmos operadores que fazem parte dos 23,4%+15,4% quando os valores de esforço foram dados em termos de % MVE).

**Tabela 4.26: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de esforço que sentiram na utilização do cortador (n=14)**

	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Média da pontuação atribuída	4,2	2,8	2,6	2,8
Intensidade do esforço	Moderado	Ligeiro	Ligeiro	Ligeiro

Escala de esforço: 1 – Nenhum esforço; 2 - Muito ligeiro; 3 - Ligeiro; 4 - Moderado; 5 - Elevado; 6 - Muito elevado; 7 – Esforço extremamente elevado (máximo)

Observando a Tabela 4.26, verifica-se, que para a realização da tarefa 1, isto é, a que implicou o manuseamento do cortador, a intensidade do esforço é considerada “ligeira” para os cenários em que se utilizaram luvas e “moderada” para o cenário em que não se utilizaram luvas. A diferença percepcionada com e sem luvas é, por isso, baixa indo ao encontro das conclusões retiradas no parágrafo 4.2.2, em que não se verificou a existência de diferenças significativas.

- ii. Comparação do esforço muscular registado em %RVE e %MVE (para os quatro músculos em estudo), com a pontuação atribuída pelos operadores, para os quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador em contexto simulado de trabalho

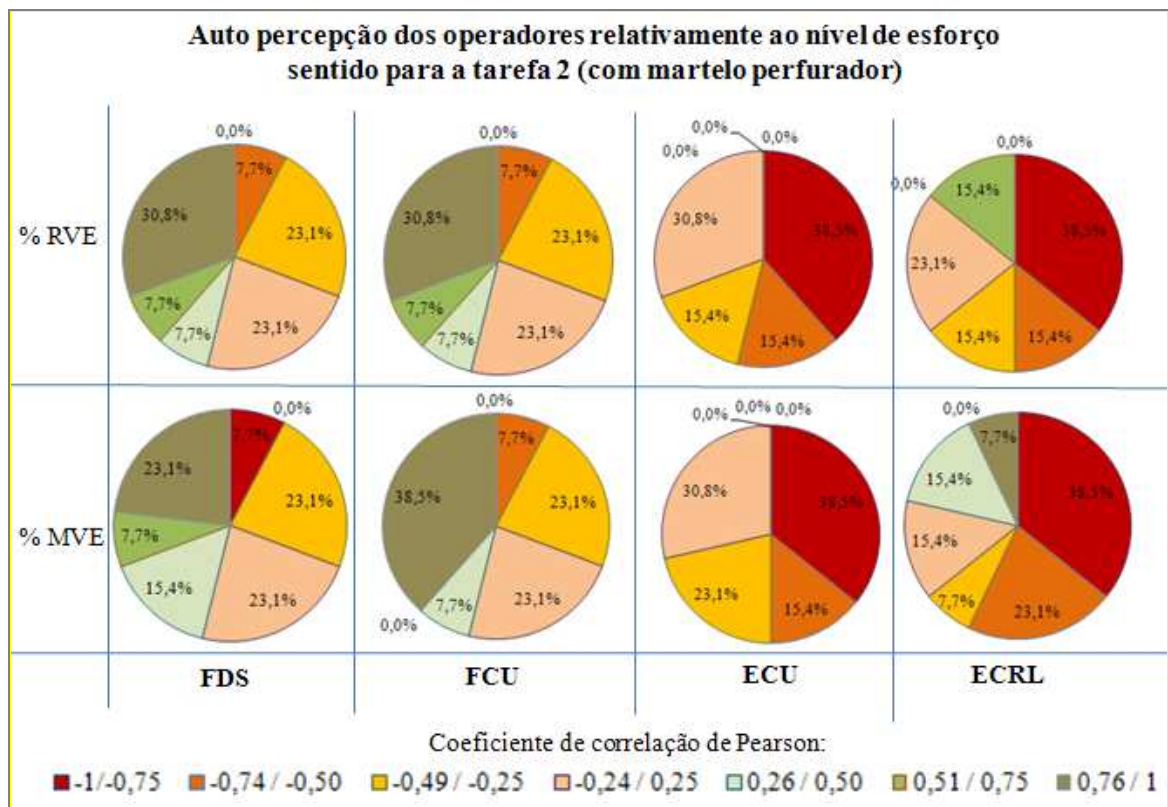
Relativamente à tarefa 2, pode afirmar-se, através dos resultados obtidos e que constam na Figura 4.8, que o esforço realizado pelos músculos flexores (FDS e FCU) são os mais representativos da auto-percepção dos operadores, pois é para estes dois músculos que se obteve uma maior percentagem de operadores com coeficientes de correlação de *Pearson* mais elevados. Por um lado, para o FDS, em 38,5% e 30,8% dos operadores (para os valores obtidos a partir de % RVE e % MVE respectivamente), os coeficientes foram superiores a 0,50, sendo que destes, 30,8% e 23,1% apresentam valores superiores a 0,75. Por outro lado, para o FCU também 38,5% dos operadores apresentam coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50 (quando o nível de esforço é registado em termos de % RVE) e destes, 30,8% apresentam valores acima de 0,75; quando o nível de esforço é dado em termos de % MVE 30,8% dos operadores registam coeficientes de correlação de *Pearson* acima dos 0,75.

Assim, constata-se, tal como na tarefa com utilização do cortador, que o músculo mais activado para a maioria dos operadores, ECU (ver parágrafo 4.2.5) não é o que tem uma



melhor relação com a auto-percepção dos operadores. A única diferença, neste aspecto, relativamente à tarefa 1, é que o esforço realizado pelo músculo que também esteve mais activo (FCU) para uma percentagem considerável de operadores (embora menor que para o ECU), já apresenta uma melhor correlação com a auto-percepção dos operadores.

Por outro lado, também à semelhança do que aconteceu para a tarefa 1, verifica-se que é para os músculos extensores (ECU e ECRL) que se obtêm coeficientes de correlação de *Pearson* mais negativos, isto é, entre -0,50 e -1, embora para esta tarefa tenha aumentado a percentagem de operadores que apresentam valores de coeficientes de correlação de *Pearson* entre os -0,75 e 1. Mais uma vez, tendo em atenção que existia um padrão que evidenciava que a utilização de luvas diminuía o esforço nos músculos flexores e aumentava o esforço nos extensores, principalmente ao nível do ECU, pode concluir-se, que a maioria dos operadores (aproximadamente mais de 70%) considerou que o esforço realizado sem luvas era maior do que com a utilização de luvas anti-vibratórias.



**Figura 4.8:** Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor do esforço muscular, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

Deste modo, tomando como base o músculo FCU (pois é o que comporta maior percentagem de operadores com coeficientes de correlação de *Pearson* entre os 0,75 e 1) e na pontuação atribuída pelos 38,5% dos operadores que apresentam coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50, apresenta-se na Tabela 4.7, os valores médios dessa mesma pontuação atribuída para os quatro cenários simulados e respectiva conversão para uma dimensão perceptível (note-se que operadores que contribuíram para que se atingisse os 30,8%+7,7% quando se utilizou valores de esforço em termos de % RVE foram os mesmos operadores que fazem parte dos 38,5% quando os valores de esforço foram dados em termos de % MVE).

**Tabela 4.27: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de esforço que sentiram na utilização do martelo perfurador (n=14)**

	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
Média da pontuação atribuída	6,0	4,0	4,2	4,8
Intensidade do esforço	Muito Grande	Moderada	Moderada	Grande

Escala de esforço: 1 – Nenhum esforço; 2 - Muito ligeiro; 3 - Ligeiro; 4 - Moderado; 5 - Elevado; 6 - Muito elevado; 7 – Esforço extremamente elevado (máximo)

Observando a Tabela 4.27, verifica-se, que para a realização da tarefa 2, isto é, a que envolveu o manuseamento do martelo perfurador, a intensidade do esforço é considerada “moderada” e “grande” para os cenários em que se utilizam luvas e “muito grande” para o cenário em que não se utilizam luvas. A diferença percepcionada com e sem luvas é, por isso, baixa indo ao encontro das conclusões retiradas no parágrafo 4.2.2, em que não se verificou a existencia de diferenças significativas.

iii. Comparação do esforço muscular registado em %RVE e %MVE (para os quatro músculos em estudo), com a pontuação atribuída pelos operadores, para os quatro cenários simulados quando a tarefa 1 e 2 são tratadas de uma forma agregada

Quando a utilização do cortador e do martelo perfurador são tratadas de um forma agregada verifica-se, visualizando a Figura 4.9 e comparando-a com as Figuras 4.7 e 4.8 que o aspecto muda radicalmente. Para todos os músculos, a percentagem de operadores que apresenta valores de coeficiente de correlação de *Pearson* superiores a 0,50 é sempre superior a 50% (tanto para o caso em que se utilizou o esforço registado em termos de % RVE com % MVE),

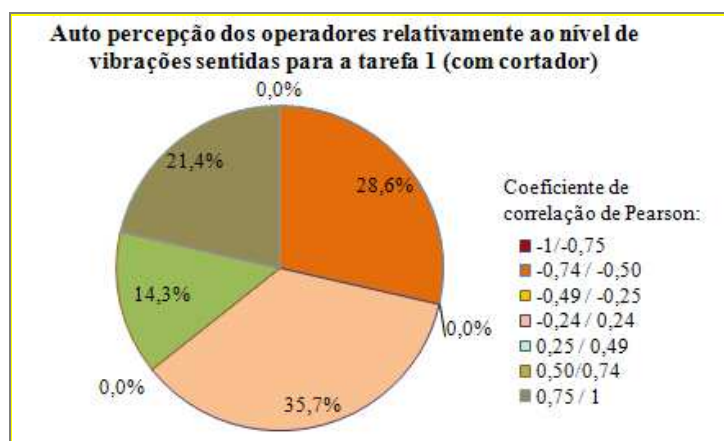


#### 4.2.13. Auto-percepção dos operadores em relação à intensidade das vibrações transmitidas ao HAS

Para se avaliar a auto-percepção dos operadores relativamente à intensidade de vibrações transmitidas ao HAS procedeu-se de forma análoga ao parágrafo anterior deste trabalho. Deste modo, calculou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (operador a operador), em três situações distintas:

- i. Comparando o valor total da vibração transmitida ao HAS,  $a_{HV}$ , com a pontuação atribuída pelos operadores (na escala descrita no parágrafo 3.3.7), para os quatro cenários efectuados, na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho

Através da Figura 4.10 constata-se que, quando se utilizou o cortador, a auto percepção de 21,4% dos operadores para o nível de vibrações transmitidas ao HAS é bastante boa pois apresentam valores de coeficientes de correlação de *Pearson* entre os 0,76 e 1, havendo ainda 14,3% dos operadores com coeficientes de correlação de *Pearson* entre os 0,51 e 0,75. No entanto, para os restantes operadores, pode afirmar-se que a auto-percepção dos mesmos é muito fraca, sendo que 28,6% dos operadores apresentam coeficientes de -0,74 a -0,50, isto é, coeficientes negativos e de algum valor numérico, o que significa que nos casos em que a vibração transmitida foi menor, os operadores perceberam mais vibração no HAS e vice-versa.



**Figura 4.10:** Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do cortador em contexto simulado de trabalho (n=14)

Assim, tomando como base a pontuação atribuída pelos 35,7% (21,4+14,3) operadores que apresentaram coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50, apresenta-se, na Tabela 4.28 os valores médios dessa mesma pontuação atribuída para os quatro cenários simulados e respectiva conversão para uma dimensão perceptível.

**Tabela 4.28: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de vibrações que sentiram que foram transmitidas ao HAS na utilização do cortador**

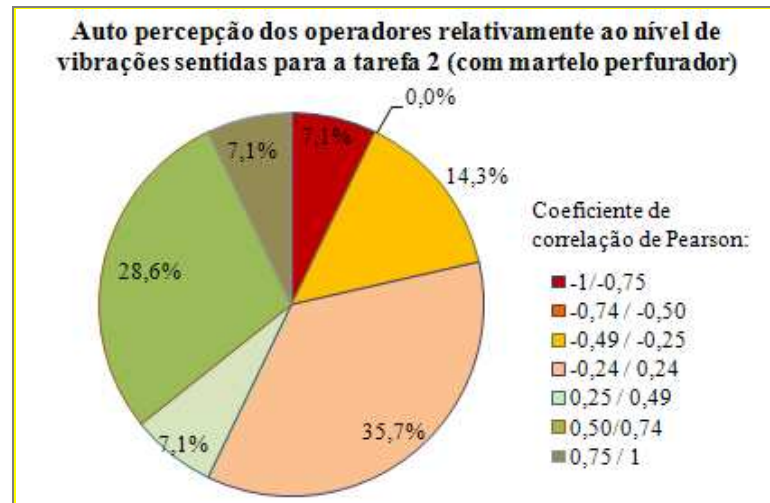
	Sem luvas	Luvras em pele de porco	Luvras em couro	Luvras sem dedos em poliamida
Média da pontuação atribuída	4,0	2,0	2,6	2,6
Intensidade das vibrações transmitidas ao HAS	Moderada	Muito ligeira	Muito ligeira - Ligeira	Muito ligeira - Ligeira

Escala de intensidade de vibração transmitidas ao HAS: 1 – Nenhuma vibração; 2 - Muito ligeira; 3 - Ligeira; 4 - Moderada; 5 - Elevada; 6 - Muito elevada; 7 – Vibração extremamente elevada (máximo)

Observando a Tabela 4.28 verifica-se, que para a realização da tarefa 1, isto é, a que implicou o manuseamento do cortador, a intensidade das vibrações transmitidas ao HAS situa-se entre “muito ligeira” e “ligeira” para os cenários simulados com luvas anti-vibratórias e “moderada” para o cenário em que não se utilizaram luvas. A diferença percepcionada com e sem luvas é, por isso, baixa indo ao encontro das conclusões mencionadas no parágrafo 4.2.7, em que não se verificou a existencia de diferenças significativas.

- ii. Comparando o valor total da vibração transmitida ao HAS,  $a_{hv}$ , com a pontuação atribuída pelos operadores, para os quatro cenários efectuados, na utilização do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho

Neste caso, isto é, quando se utiliza o martelo perfurador, observa-se através da Figura 4.11, que existe uma percentagem de operadores de 35,7% (tal como acontece na tarefa 1) que apresentam coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50, apesar de nesta actividade, apenas em 7,1% se obteve valores superiores a 0,75. Assim, pode afirmar-se que a auto-percepção dos operadores foi mais fraca relativamente à existente na tarefa 1. Por outro lado, verifica-se que uma percentagem de operadores (21,4%) apresenta valores negativos abaixo dos -0,25 o que significa que para estes operadores a auto-percepção é mesmo muito baixa, sendo contrária ao que na realidade acontece. Para 35,7% dos operadores não existe qualquer relação entre a auto-percepção e a intensidade de vibrações efectivamente transmitidas ao HAS.



**Figura 4.11:** Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, na utilização do martelo perfurador em contexto simulado de trabalho (n=14)

Assim, de forma análoga ao que foi feito para a tarefa 1, tomou-se como base a pontuação atribuída pelos 35,7% (7,1+28,6) operadores que apresentam coeficientes de correlação de *Pearson* superiores a 0,50, apresentando-se na Tabela 4.29 os valores médios dessa mesma pontuação atribuída para os quatro cenários simulados e respectiva conversão para uma dimensão perceptível.

**Tabela 4.29:** Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de intensidade de vibrações que sentiram que foram transmitidas ao HAS, na utilização do martelo perfurador (n=14)

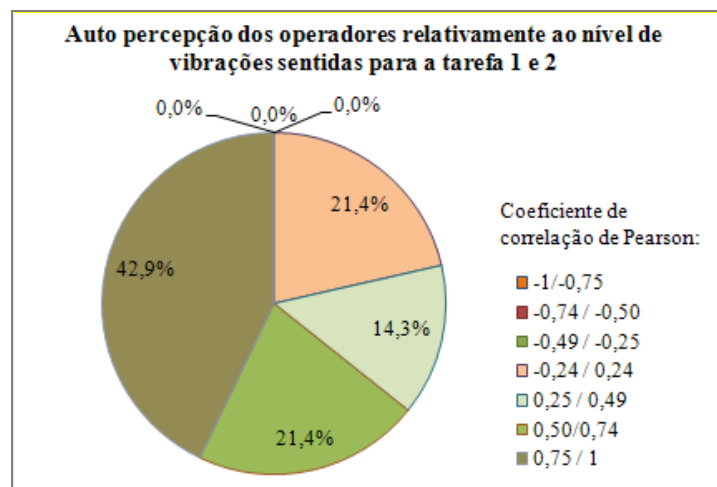
	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Média da pontuação atribuída	6,3	4,3	4,2	4,2
Intensidade das vibrações transmitidas ao HAS	Muito grande	Moderada	Moderada	Moderada

Escala de intensidade de vibração transmitidas ao HAS: 1 – Nenhuma vibração; 2 - Muito ligeira; 3 - Ligeira; 4 - Moderada; 5 - Elevada; 6 - Muito elevada; 7 – Vibração extremamente elevada (máximo)

Visualizando a Tabela 4.29 verifica-se, que para a realização da tarefa 2, isto é, a que envolve o manuseamento do martelo perfurador, os operadores consideram que sem luvas a intensidade das vibrações transmitidas ao HAS é “muito grande” enquanto que com a utilização de luvas apenas perceberam uma intensidade “moderada” de vibrações.

- iii. Comparando o valor total da vibração transmitida ao HAS ,  $a_{hv}$ , com a pontuação atribuída pelos operadores, para os quatro cenários simulados quando a tarefa 1 e 2 são tratadas de uma forma agregada

Quando a utilização do cortador e do martelo perfurador é tratada de forma agregada verifica-se, através da Figura 4.12, que para 78,6% (42,9+21,4+14,3) dos operadores os coeficientes de correlação de *Pearson* obtidos são positivos e acima de 0,25, sendo que destes, 42,9% estão acima de 0,75, pelo que se pode afirmar que estes valores aumentaram substancialmente relativamente aos obtidos quando as tarefas são analisadas individualmente. Assim, constata-se que os operadores têm uma maior facilidade em perceber qual das ferramentas transmite uma maior vibração (isto é, que a vibração transmitida ao HAS quando se utiliza o martelo é superior à do cortador) e uma maior dificuldade em compreender em qual dos cenários (sem ou com luvas anti-vibratórias) é que o amortecimento da vibração transmitida ao HAS é maior (é de salientar que esta dificuldade apontada se traduz pelos resultados obtidos aquando da análise individual a cada tarefa).



**Figura 4.12:** Ilustração da forma como se distribuem os operadores, de acordo com os valores do coeficiente de correlação de *Pearson* obtidos quando se compara o valor total da vibração transmitida ao HAS, com a pontuação atribuída pelos operadores aos quatro cenários efectuados, quando a utilização do cortador e do martelo é tratada de forma agregada (n=28)



#### 4.2.14. Conforto percebido pelos operadores em função da intensidade do esforço muscular e das vibrações sentidas pelos mesmos

Como já foi referido anteriormente, no parágrafo 4.2.7, um dos aspectos que mais importa averiguar, é perceber em que cenário, isto é, com ou sem a utilização de luvas anti-vibratórias os operadores se sentiam mais confortáveis a trabalhar em contexto simulado de trabalho. Deste modo, através do questionário que foi dado aos operadores, e consequentemente das pontuações atribuídas por cada operador, calculou-se a média dos valores para cada cenário, mais uma vez, em três situações distintas: analisando a tarefa 1 (com cortador) e a tarefa 2 (com martelo perfurador) de uma forma individual, e ainda tratando os dados obtidos para cada uma destas tarefas de forma agregada. Os valores médios resultantes são apresentados na Tabela 4.30.

**Tabela 4.30: Valores médios da pontuação atribuída pelos operadores para classificarem o nível de conforto que sentiram na realização das tarefas em contexto simulado de trabalho (n=28)**

		Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Média da pontuação atribuída	Cortador	2,9	4,7	4,6	4,3
	Martelo perfurador	2,2	3,6	3,6	3,6
	Cortador + Martelo perfurador	2,6	4,2	4,1	4,0
Nível de conforto sentido	Cortador	Ligeiro	Grande	Moderado - Grande	Moderado
	Martelo perfurador	Muito ligeiro	Ligeiro - Moderado	Ligeiro - Moderado	Ligeiro - Moderado
	Cortador + Martelo perfurador	Muito ligeiro - ligeiro	Moderado	Moderado	Moderado

Escala de conforto: 1 – Nenhum conforto; 2 - Muito ligeiro; 3 – Ligeiro; 4 - Moderado; 5 - Elevado; 6 - Muito elevado; 7 – Conforto extremamente elevada (máximo)

Assim, analisando os dados da Tabela 4.30, constata-se que os operadores se sentiram mais confortáveis a trabalhar com luvas do que sem luvas, quando as tarefas que têm que desempenhar implicam o manuseamento de ferramentas manuais eléctricas (pelo menos, para as duas ferramentas estudadas). Entre os vários tipos de luvas analisados, verifica-se que é relativamente indiferente o uso de uma em detrimento de outra, pois o nível de conforto sentido pelos operadores é muito semelhante entre todas elas.

Por outro lado, os operadores sentiram-se menos conforto, aquando da manipulação do martelo perfurador (tarefa 2) do que com o cortador (tarefa 1), o que já seria de esperar, uma



vez que o manuseamento do martelo perfurador implica a realização de esforço maior (ver parágrafo 4.2.3) e por outro lado, a vibração transmitida ao HAS é bastante superior à verificada quando se utiliza o cortador (ver parágrafo 4.2.8).

Por outro lado, na tentativa de verificar a existência de algum modelo de regressão linear capaz de explicar o conforto (variável dependente) em função do esforço realizado e da vibração transmitida ao HAS (variáveis independentes), foram construídos 3 modelos base de regressão linear, dois deles de regressão simples e um deles de regressão múltipla:

- i. Variável independente: esforço (Tabela 4.31);
- ii. Variável independente: vibração transmitida ao HAS (Tabela 4.32);
- iii. Variáveis independentes: esforço e vibração transmitida ao HAS (Tabela 4.33).

Para cada um destes casos, doze modelos de regressão linear foram criados, pois existiam três situações distintas (tarefa 1 e 2 tratadas de uma forma individual e também de uma forma agregadas) e para cada uma delas quatro cenários diferentes. Os valores de  $R^2_{aj}$  obtidos para cada um dos modelos são apresentados nas Tabelas 4.31, 4.32 e 4.33.

**Tabela 4.31: Valores de  $R^2_{aj}$  obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variável independente o esforço percebidos pelos operadores**

	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Cortador	0,067	0,242	0,005	0,074
Martelo perfurador	0,057	0,022	0,095	0,038
Cortador + Martelo perfurador	0,031	0,224	0,239	0,104

**Tabela 4.32: Valores de  $R^2_{aj}$  obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variável independente a vibração transmitida ao HAS percebida pelos operadores**

	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Cortador	0,108	0,078	0,069	0,066
Martelo perfurador	0,117	0,027	0,120	0,050
Cortador + Martelo perfurador	0,236	0,084	0,196	0,046

**Tabela 4.33: Valores de  $R^2_{aj}$  obtidos para os vários modelos de regressão linear construídos quando se tem como variáveis independentes o esforço e a vibração transmitida ao HAS percebidas pelos operadores**

	Sem luvas	Luvas em pele de porco	Luvas em couro	Luvas sem dedos em poliamida
Cortador	0,079	0,149	0,071	0,080
Martelo perfurador	0,036	0,097	0,056	0,104
Cortador + Martelo perfurador	0,209	0,129	0,108	0,100

Ao observar as Tabelas 4.31, 4.32 e 4.33 verifica que os valores de  $R^2_{aj}$  obtidos são muito baixos, o que significa que tanto os modelos de regressão simples como o de regressão múltipla conseguem explicar uma variância muito pequena. Deste modo, pode concluir-se que o conforto sentido pelos operadores, não pode ser explicado unicamente a partir do esforço e da vibração transmitida ao HAS (nem mesmo quando estas duas variáveis são consideradas em simultâneo), devendo-se, por isso, tentar perceber quais as características mais relevantes que levaram à caracterização do conforto por parte dos operadores, pois são estas que devem ser tidas em conta quando se pretende adquirir luvas anti-vibratórias para um contexto simulado de trabalho (esta conclusão vai ao encontro das que já se tinha chegado no item 4.2.7).

# Capítulo 5

---

## Conclusões e Recomendações

## 5. Conclusões e Recomendações

### 5.1. Principais conclusões e contribuições

Neste capítulo apenas se apresentarão as conclusões gerais, uma vez que os resultados obtidos já foram descritos e discutidos no capítulo anterior. As conclusões serão sistematizadas por vários parágrafos, que vão ao encontro dos objectivos estabelecidos no parágrafo 1.2. Assim, tem-se:

1. Verificou-se que a vibração emitida pelas ferramentas manuais eléctricas nem sempre coincide com o valor declarado pelos fabricantes. Para o cortador o valor emitido foi, inesperadamente inferior ao valor declarado ( $6,80 < 13,1 \text{ m/s}^2$ ), o que pode ser devido ao facto do material utilizado em contexto simulado de trabalho ser diferente daquele que se utilizou para fazer os testes em laboratório. Por outro lado, no caso do martelo perfurador o valor declarado pelos fabricantes subestima os valores medidos no local de trabalho ( $11,0 < 12,05 \text{ m/s}^2$ ) embora não seja uma diferença substancial. Deste modo, pode incorrer-se em alguns erros, caso se opte pela utilização dos valores declarados para estimar o valor total da vibração transmitida ao HAS.
2. A forma como a vibração emitida pelas ferramentas se vai transmitir ao HAS depende essencialmente da ferramenta que se está a manusear, e não tanto da utilização ou não de luvas anti-vibratórias. Para altas frequências (como se pensa ser o caso do cortador) a vibração emitida pelo cortador é estatisticamente superior ( $\approx 6 \text{ m/s}^2$ ) à efectivamente transmitida ao HAS; para baixas frequências (como se suspeita ser o caso do martelo perfurador) a vibração transmitida ao HAS está acima ( $\approx 2\text{-}3 \text{ m/s}^2$ ) da que é emitida pela ferramenta, isto é, a vibração é ampliada. Contudo, estes resultados devem ser vistos com algum cuidado, pois na origem desta diferença podem estar razões relacionadas com o nível de esforço exercido pela mão dominante (uma vez que é nesta que se estava a medir o valor da vibração) aquando da realização das diferentes tarefas.

3. Verificou-se, quando não se utilizam luvas anti-vibratórias, a existência uma tendência que evidencia um aumento ( $\approx 2\text{-}9\%$  MVE) do esforço nos dois músculos flexores que foram alvo de análise (FDS e FCU) e uma diminuição do esforço ao nível do músculo ECU ( $\approx 1\text{-}10\%$  MVE). Relativamente à vibração transmitida ao HAS não se verificou a existência de diferenças significativas nem nenhum padrão de tendência entre a utilização de luvas anti-vibratórias e a não utilização de luvas. A luva que mais atenuava a vibração transmitida ao HAS dependia de operador para operador e de tarefa para tarefa, pelo que a escolha da luva a utilizar deve ser aquela que para o operador seja considerada como a mais confortável;
4. Verificou-se que o músculo mais activado em tarefas do tipo *hand grip* e com a utilização das ferramentas manuais eléctricas testadas neste estudo, varia de operador para operador. Contudo, o músculo ECU é aquele que para a maioria dos operadores (79% e 71% quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador respectivamente), está mais activo seguindo-se o músculo FCU (14% e 21% quando se utilizou o cortador e o martelo perfurador respectivamente), enquanto o músculo ECRL é para todos os operadores o menos solicitado entre os músculos que foram alvo de análise. Deste modo, são os músculos responsáveis pela estabilização cubital do punho (ECU e FCU) os mais activos nas tarefas do tipo *hand grip*;
5. Verificou-se a existência de um aumento significativo do esforço ( $\approx 10\text{-}25\%$  MVE) e da vibração transmitida ao HAS ( $\approx 13 \text{ m/s}^2$ ) quando se utilizou o martelo perfurador comparativamente com a utilização do cortador;
6. Identificou-se um risco para o aparecimento de fadiga (para actividades de duração de 10-15 minutos) em todos os músculos em análise quando se manuseia o martelo perfurador quer se utilize luvas anti-vibratórias ou não. Por outro lado, na tarefa que envolve a utilização do cortador não existe risco para fadiga no músculo ECRL, enquanto que o músculo ECU já apresenta um maior risco para o aparecimento de fadiga. Relativamente aos músculos FDS e FCU apesar do risco para o aparecimento de fadiga, não ser muito elevado, é maior do que o existente para o músculo ECRL. Contudo, comum a todos os cenários e às várias situações simuladas existe o facto dos valores da média (nível de actividade dinâmica) e os valores de P10 (nível de

contração estática) serem bastante próximos, o que dá indicação que os músculos têm pouco tempo para relaxar.

7. Relativamente à auto-percepção dos operadores relativamente ao esforço por estes realizados e à transmissão da vibração para o HAS dos mesmos, verificou-se que a auto-percepção é algo de muito subjectivo dependendo de operador para operador e de tarefa para tarefa. Por isso, constatou-se que há operadores com uma boa percepção e outros cuja auto-percepção não é muito boa. Por outro lado, percebeu-se que os operadores têm uma maior facilidade (o que se traduz numa boa auto-percepção) em identificar qual das ferramentas implica a realização de um esforço maior e qual é a que transmite uma maior vibração. Além disso, é conveniente salientar que operadores que apresentaram uma boa auto-percepção relativamente ao esforço podem não a ter tido na auto-percepção à vibração transmitida ao HAS. Contudo, os operadores com melhor auto-percepção consideraram que o esforço realizado e a vibração transmitida ao HAS era maior quando não se utilizavam luvas anti-vibratórias.
8. Verificou-se que o conforto não pode ser explicado através do esforço realizado nem da vibração transmitida ao HAS, apesar dos operadores também se sentirem mais confortáveis com do que sem luvas anti-vibratórias. Assim, dever-se-á tentar perceber quais são as variáveis que têm uma influência mais directa no conforto dos operadores (características anatómicas da luva, maleabilidade, ajustamento da luva à mão, forma de ligação/ articulação com o punho, facilidade de retirar e colocar a luva, sensibilidade que a luva oferece, entre outros). Deste modo, mesmo em tarefas que impliquem a utilização de ferramentas vibratórias, deve ter-se a preocupação de escolher uma luva que proporcione ao operador um bom conforto independentemente se é ou não considerada como anti-vibratória.

Deste modo, a nível industrial, todas estas conclusões são relevantes uma vez que na manipulação de ferramentas manuais eléctricas, emissoras de vibração ao HAS, os operadores preferem trabalhar com luvas, isto é, é com estas que eles sentem maior conforto, sendo que existe uma tendência notória que evidencia uma diminuição do esforço nos músculos flexores quando se recorre a luvas. Por outro lado, verificou-se que a utilização ou não de luvas não apresenta diferenças ao nível do risco para aparecimento de fadiga (em actividades de duração de 10-15 minutos).

É de notar que as conclusões apresentadas anteriormente não são conclusões universais, mas sim válidas para as condições e ferramentas utilizadas ao longo deste estudo. Por outro lado, todas as conclusões originadas a partir dos resultados provenientes da utilização da sEMG devem ser vistas com algum cuidado, devido à possibilidade de ocorrência de *crosstalk* que é algo muito difícil de controlar.

## 5.2. Sugestões para trabalhos futuros

Na realização desta investigação foram levantadas algumas interrogações que eram impossíveis de serem respondidas, por insuficiência de dados recolhidos uma vez que à partida, não faziam parte do âmbito deste trabalho. Deste modo, surgiram algumas oportunidades de desenvolvimento de investigações futuras, as quais se passam, de seguida, a descrever:

- Realizar um estudo semelhante ao que foi desenvolvido, embora com a realização de mais tarefas em contexto simulado de trabalho e que implicassem a utilização de mais ferramentas manuais eléctricas diferentes, distintas entre si, de maneira a haver uma maior consistência de resultados, abrangendo a maioria das ferramentas utilizadas ao nível do sector da construção (um dos mais problemáticos ao nível da vibração transmitida ao HAS);
- Perceber se existe relação entre a frequência das vibrações emitidas pelas ferramentas manuais eléctricas e aquelas que efectivamente são transmitidas ao HAS do operador, quando este está a realizar actividades em contexto simulado de trabalho sem a utilização de luvas anti-vibratórias. Tal serviria para verificar, se acontece o mesmo que quando se utilizam luvas anti-vibratórias (ampliação para baixas frequências e atenuação para altas frequências), já que no decorrer desta investigação houve indícios de que tal pudesse acontecer;
- Perceber quais as características que uma luva deve ter para que o operador se sinta o mais confortável possível, isto é, as que mais influenciam a percepção do conforto por parte do operador, uma vez que é a partir delas que se deve seleccionar a luva a utilizar em contexto simulado de trabalho.

## Referências Bibliográficas

- Ankrum, D.R. (2000). On the confusion between static load level and static task. *Applied Ergonomics*, 31 (5), 545-546.
- Baars, H., Jöllenbeck, T., Humburg, H., & Schröder, J. (2006). Surface-Electromyography: skin and subcutaneous fat tissues attenuate amplitude and frequency parameters. *XXIV ISBS Symposium 2006*, (pp. 131-134). Salzburg - Austria.
- BIO 301, Human Physiology. (s.d.). *Muscle*. Obtido em 15 de Maio de 2009, de <http://people.eku.edu/ritchisong/RITCHISO//301notes3.htm>
- Bjorksten, M., Jonsson, B. (1977). Endurance limit of force in long term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal Work Environment and Health*, 3, 23-27.
- CEN/TR 15350. (2006). Mechanical vibration—guideline for the assessment of exposure to hand-transmitted vibration using available information including that provided by manufacturers of machinery.
- Chang, C., Wang, M. J., Lin, S. (1999). Evaluating the effects of wearing gloves and wrist support on hand-arm response while operating an in-line pneumatic screwdriver. *International journal of Industrial Ergonomics*, 24 (5), 437-481.
- Comissão Europeia (2002). Directiva 2002/44/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 25 de Junho de 2002 relativa às prescrições mínimas de segurança e saúde respeitantes à exposição dos trabalhadores aos riscos devidos aos agentes físicos (vibrações). *Jornal Oficial das Comunidades Europeias*, L177/13.
- Comissão Europeia (2006). Directiva 2006/42/CE do Parlamento Europeu e do Conselho relativa às máquinas. *Jornal Oficial da União Europeia*, L 157/24.
- Comissão Europeia (1998). Directiva 98/37/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 22 de Junho de 1998 relativa à aproximação das legislações dos Estados-membros respeitantes às máquinas. *Jornal Oficial das Comunidades Europeias*, L 207/1.
- CR 12349 (1996). Mechanical vibration — Guide to the health effects of vibration on the human body.



- De Luca, C. (2008). Basic concepts relevant to understanding the surface EMG signal. In *A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences*. Delsys.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2), 135-163.
- Department of Biology, University of Miami. (s.d.). *Muscle physiology*. Obtido em 04 de Maio de 2009, de <http://www.bio.miami.edu/~cmallery/150/neuro/muscle.htm>
- Department of Radiology, University of Washington (s.d.). *Muscle atlas*. Obtido em 04 de Abril de 2009, de Musculoskeletal Radiology: <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/muscle-atlas/upper-body>
- Dewangan, K., Tewari, V. (2008). Characteristics of vibration transmission in the hand–arm system and subjective response during field operation of a hand tractor. *Biosystems Engineering*, 100 (4), 535-546.
- DiDomenico, A., Nussbaum, M. (2008). Estimation of forces exerted by the fingers using standardised surface electromyography from the forearm. *Ergonomics*, 51 (6), 858-871.
- Dong, R., McDowell, T., Welcome, D., Smutz, W. (2005). Correlations between biodynamic characteristics of human hand–arm system and the isolation effectiveness of anti-vibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35 (3), 205-216.
- Dong, R., McDowell, T., Welcome, D., Smutz, W., Schopper, A., Warren, C., et al. (2003). On-the-hand measurement methods for assessing effectiveness of anti-vibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32 (4), 283-298.
- Dong, R., Rakheja, S., Smutz, W., Schopper, A., Welcome, D., Wu, J. (2002). Effectiveness of a new method (TEAT) to assess vibration transmissibility of gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30 (1), 33-48.
- Duque, J., Masset, D., Malchaire, J. (1995). Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied Ergonomics*, 26 (1), 61-66.
- Edwards, D., Holt, G. (2006). Hand-arm vibration exposure from construction tools: results of a field study. *Construction Management and Economics*, 24 (2), 209-217.

- E-hand.com. (s.d.). *The electronic testbook of hand surgery*. Obtido em 04 de Abril de 2009, de <http://www.eatonhand.com/>
- European Agency for Safety and Health at Work (2008). *Workplace exposure to vibration in Europe: an expert review*. Luxembourg: European Agency for Safety and Health at Work.
- European Commission (2004). *Work and health in the EU. A statistical portrait*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- Fleming, S., Jansen, C., Hasson, S. (1997). Effect of work glove and type of muscle action on grip fatigue. *Ergonomics*, 40 (6), 601-612.
- Griffin, J. (1998(a)). Evaluating the effectiveness of gloves in reducing the hazards of hand-transmitted vibration. *Occupational and Environmental Medicine*, 55 (5), 340-348.
- Griffin, J. (1998(b)). Vibration. In J. Stellman (Ed.), *Encyclopaedia of Occupational Health and Safety* (4<sup>a</sup> ed., Vol. 2, pp. 50.1-50.12). Geneve: International Labour Office.
- Griffin, J., Howarth, H., Pitts, P., Fischer, S. K. (2006). *Guide to good practice on hand-arm vibration: Non-binding guide to good practice with a view to implementation of Directive 2002/44/EC on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (vibrations)*. Luxembourg: European Comission.
- Hagberg, M. (1981). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51 (1), 1-7.
- Hagberg, M. (1979). The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. *European Journal of Applied Physiology*, 40, 265-272.
- Hagg, G., Milerad, E. (1997). Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work - an electromyographic study. *Clinical Biomechanics*, 12 (1), 39-43.
- Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5), 361-374.
- Hewitt, S. (1998). Assessing the performance of anti-vibration gloves: a possible alternative to ISO 10819. *Annals of Occupational Hygiene*, 42 (4), 245-252.

- Hoozemans, M., Dieen, J. (2005). Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (4), 358-366.
- Hopkins, P. (2005). Voluntary motor systems – skeletal muscle, reflexes, and control of movement. In H. Hemmings, P. Hopkins (Eds.), *Foundations of anesthesia, second ed.* (2<sup>a</sup> ed., pp. 421-434). London, Uk: Mosby Elsevier.
- HSE (s.d.). *Exposure points system and ready-reckoner*. Obtido em 22 de Abril de 2009, de <http://www.hse.gov.uk/vibration/hav/readyreckoner.htm>
- HSE (2005). *Hand-arm vibration exposure calculator*. Obtido em 22 de Abril de 2009, de <http://www.hse.gov.uk/vibration/hav/vibrationcalc.htm>
- Inglês, F. (2004). Exposição dos trabalhadores às vibrações. *34<sup>a</sup> Congresso de Acústica - Tecniacústica*. Guimarães, Portugal: Sociedad Española de Acústica.
- ISO 10819 (1996). Mechanical Vibration and Shock—Hand—Arm Vibration—Method for the measurement and evaluation of the vibration transmissibility of gloves at the palm of the hand.
- ISO 5349-1 (2008). Mechanical vibration — Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration — Part 1: General requirements.
- ISO 5349-2 (2002). Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration - Part 2: Practical guidance for measurement at the workplace.
- ISO 5805 (1997). Mechanical vibration and shock - Human exposure - Vocabulary.
- Johansson, L., Björning, G., & Hagg, G. (2004). The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Applied Ergonomics*, 35 (2), 129-136.
- Jonsson, B. (1978). Kinesiology: with special reference to electromyographic kinesiology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, 57, 417-428.
- Jonsson, B. (1988). The static load component in muscle work. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 305-310.
- Karjalainen, A., Niederlaender, E. (2004). Occupational diseases in Europe in 2001, Statistics in focus, Population and Social Conditions, 15/2004.

- Koppelaar, E., Wells, R. (2005). Comparison of measurement methods for quantifying hand force. *Ergonomics*, 48 (8), 983-1007.
- Kroemer, K., Marras, W. (1980). Towards an objective assessment of the "Maximal Voluntary Contraction" component in routine muscle strength measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 45, 1-9.
- Kumar, S. (1996). Electromyography in ergonomics. In S. Kumar, A. Mital (Eds.), *Electromyography in ergonomics* (pp. 1-49). London, UK: Taylor & Francis.
- Lamb, R., Hobart, D. (1992). Anatomic and physiologic basis for surface electromyography. In G. Soderberg (Ed.), *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives* (pp. 5-22). U.S.A: U.S. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health.
- Larivière, C., Plamondon, A., Lara, J., Tellier, C., Boutin, J., Dagenais, A. (2004). Biomechanical assessment of gloves. A study of the sensitivity and reliability of electromyographic parameters used to measure the activation and fatigue of different forearm muscles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34 (2), 101-116.
- Lawson, I., McGeoch, k. (2003). A medical assessment process for a large volume of medico-legal compensation claims for hand-arm vibration syndrome. *Occupational Medicine*, 53 (5), 302-308.
- LUMEN Master Muscle. (s.d.). *List of the upper limb*. Obtido em 04 de Abril de 2009, de [http://www.meddean.luc.edu/Lumen/MedEd/grossanatomy/dissector/muscles/mus\\_u\\_e.html](http://www.meddean.luc.edu/Lumen/MedEd/grossanatomy/dissector/muscles/mus_u_e.html)
- Luttmann, A. (1996). Physiological basis and concepts of electromyography. In S. Kumar, A. Mital (Eds.), *Electromyography in Ergonomics* (pp. 51-95). London, Uk: Taylor & Francis.
- Marras, W. (1990). Guidelines: industrial electromyography (EMG). *International Journal of Industrial Ergonomics*, 6 (1), 89-93.
- Mathiassen, S., Winke, J., Hagg, G. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5 (4), 197-226.

- Matsushita, N., Handal, Y., Ichie, M., Hoshimiya, N. (1995). Electromyogram analysis and electrical stimulation control of paralysed wrist and hand. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5 (2), 117-128.
- McGeoch, K., Gilmour, W. (2000). Cross sectional study of a workforce exposed to hand-arm vibration: with objective tests and the Stockholm workshop scales. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 57 (1), 35-42.
- Merletti, R. (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, pp. 3-4.
- Merletti, R., Gulisashvili, A., Lo Conte, L. (1995). Estimation of shape characteristics of surface muscle signal spectra from time domain data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42 (8), 769-776.
- Ministério do Trabalho e da Solidariedade (2006). Decreto-Lei n.º 46/2006 de 24 de Fevereiro. *Diário da República I - Série-A*, 1531-1538.
- Mogk, J., Keir, P. (2003(a)). Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (1), 63-71.
- Mogk, J., Keir, P. (2003(b)). The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics*, 46 (9), 956 — 975.
- Nordander, C., Balogh, I., Mathiassen, S., Ohlsson, K., Unge, J., Skerfving, S. (2004). Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part I: Surface electromyography of m. trapezius, m. infraspinatus and the forearm extensors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14 (4), 443–454.
- Østensvik, T., Veiersted, K., Nilsen, P. (2009). A method to quantify frequency and duration of sustained low-level muscle activity as a risk factor for musculoskeletal discomfort. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (2), 283-294.
- Paddan, G., Griffin, J. (1997). Individual variability in the transmission of vibration through gloves. In S. Robertson (Ed.), *Contemporary Ergonomics* (pp. 320-325). London, UK: Taylor & Francis.
- Palmer, T., Griffin, J., Syddall, H., Pannett, B., Cooper, C., Coggon, D. (2001). Risk of hand-arm vibration syndrome according to occupation and sources of exposure to hand-

- transmitted Vibration: a national survey. *American Journal of Industrial Medicine*, 39 (4), 389-396.
- Pinto, I., Stacchini, N., Bovenzi, M., Paddan, G., Griffin, J. (2001). Protection effectiveness of anti-vibration gloves: field evaluation and laboratory performance assessment. *Proceedings of 9th International Conference on Hand-Arm Vibration, Section 15(2)*. Nancy, France.
- Rakheja, S., Dong, R., Welcome, D., Schopper, A. (2002). Estimation of tool-specific isolation performance of antivibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30 (2), 71-87.
- Riek, S., Carson, R., Wright, A. (2000). A new technique for the selective recording of extensor carpi radialis longus and brevis EMG. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 10 (4), 249-253.
- Rimella, A., Notinia, L., Mansfielda, N., Edwards, D. (2008). Variation between manufacturers' declared vibration emission values and those measured under simulated workplace conditions for a range of hand-held power tools typically found in the construction industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38 (9-10), 661-675.
- Roy, S., De Luca, G., Cheng, M., Johansson, A., Gilmore, L., De Luca, C. (2007). Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing* , 45, 447-457.
- Skosgberg, L. (2007). The development of revised vibration emission standards for power tools. *Proceedings of the 39th Nordic Ergonomics Society Conference* .
- Smutz, W., Dong, R., Han, B., Schopper, A., Welcome, D., Kashon, M. (2002). A method for reducing adaptor misalignment when testing gloves using ISO 10819. *Annals of Occupational Hygiene* , 46 (3), 309-315.
- Soderberg, G. (1992). Recording techniques. In G. Soderberg (Ed.), *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives* (pp. 23-41). USA: U.S. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health.

- Spielholz, P., Silverstein, B., Morgan, M. (2001). Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics*, 44 (6), 588-613.
- Stegeman, D., Hermens, H. (1999). Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)".
- Vergara, M., Sancho, J., Rodríguez, P., & González, A. (2008). Hand-transmitted vibration in power tools: accomplishment of standards and users' perception. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38 (5), 652-660.
- Wiktorin, C., Selin, K., Ekenvall, L., Kilbom, A., Alfredsson, L. (1996). Evaluation of perceived and self-reported manual forces exerted in occupational materials handling. *Applied Ergonomics*, 27 (4), 231-239.
- Xu, X., Welcome, D., McDowell, T., Warren, C., & Dong, R. (2009). An investigation on characteristics of the vibration transmitted to wrist and elbow in the operation of impact wrenches. *International Journal of Industrial Ergonomic*, 39 (1), 174-184.
- Zipp, P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, 50, 41-54.

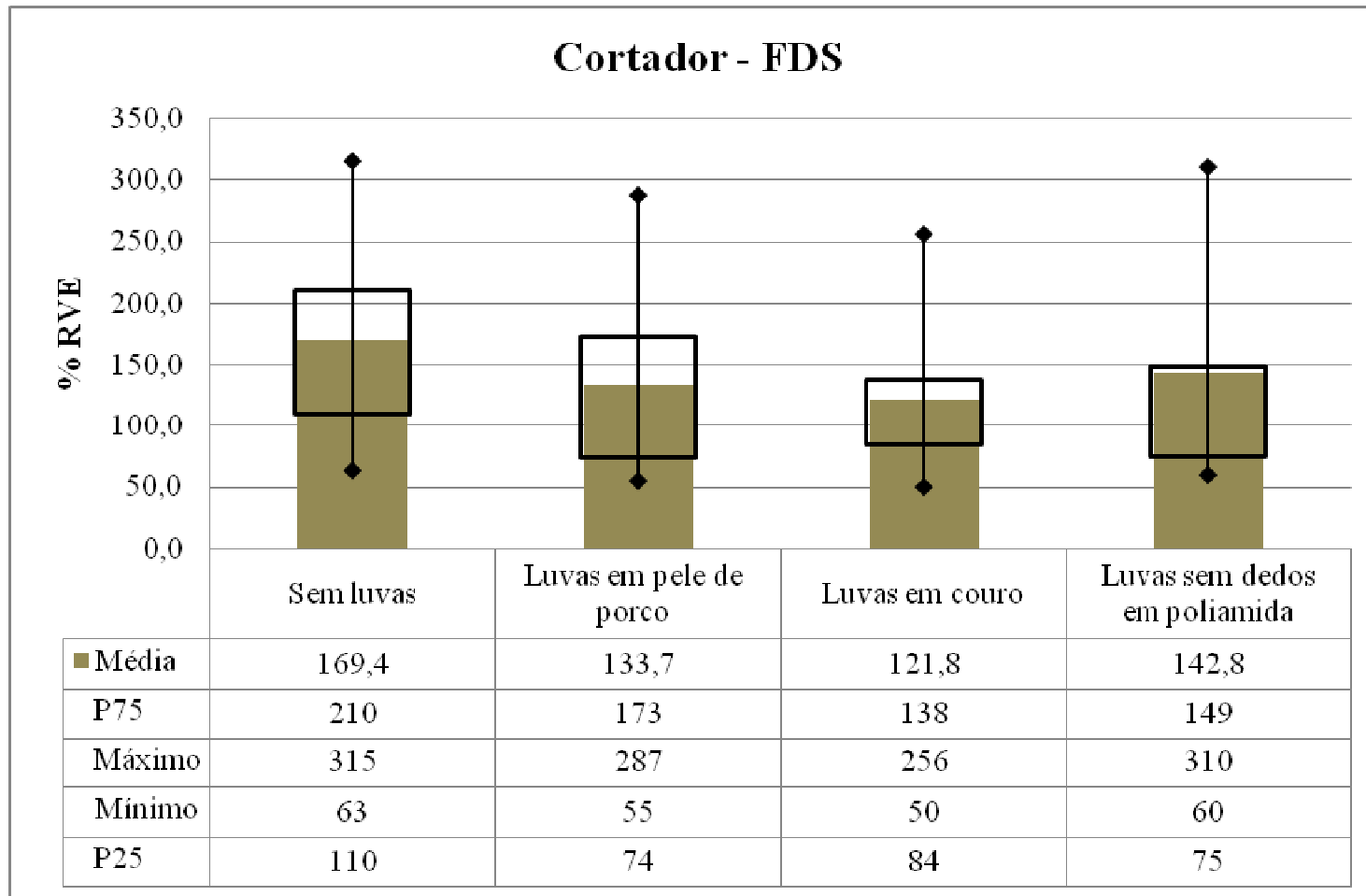
## **ANEXOS**

Anexo I: Comparação do esforço realizado pelos operadores, para cada músculo e tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados

Anexo II: Comparação da vibração transmitida ao HAS dos operadores, para cada tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados



**Anexo I: Comparação do esforço realizado pelos operadores, para cada músculo e tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados**



**Figura I.1: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)**

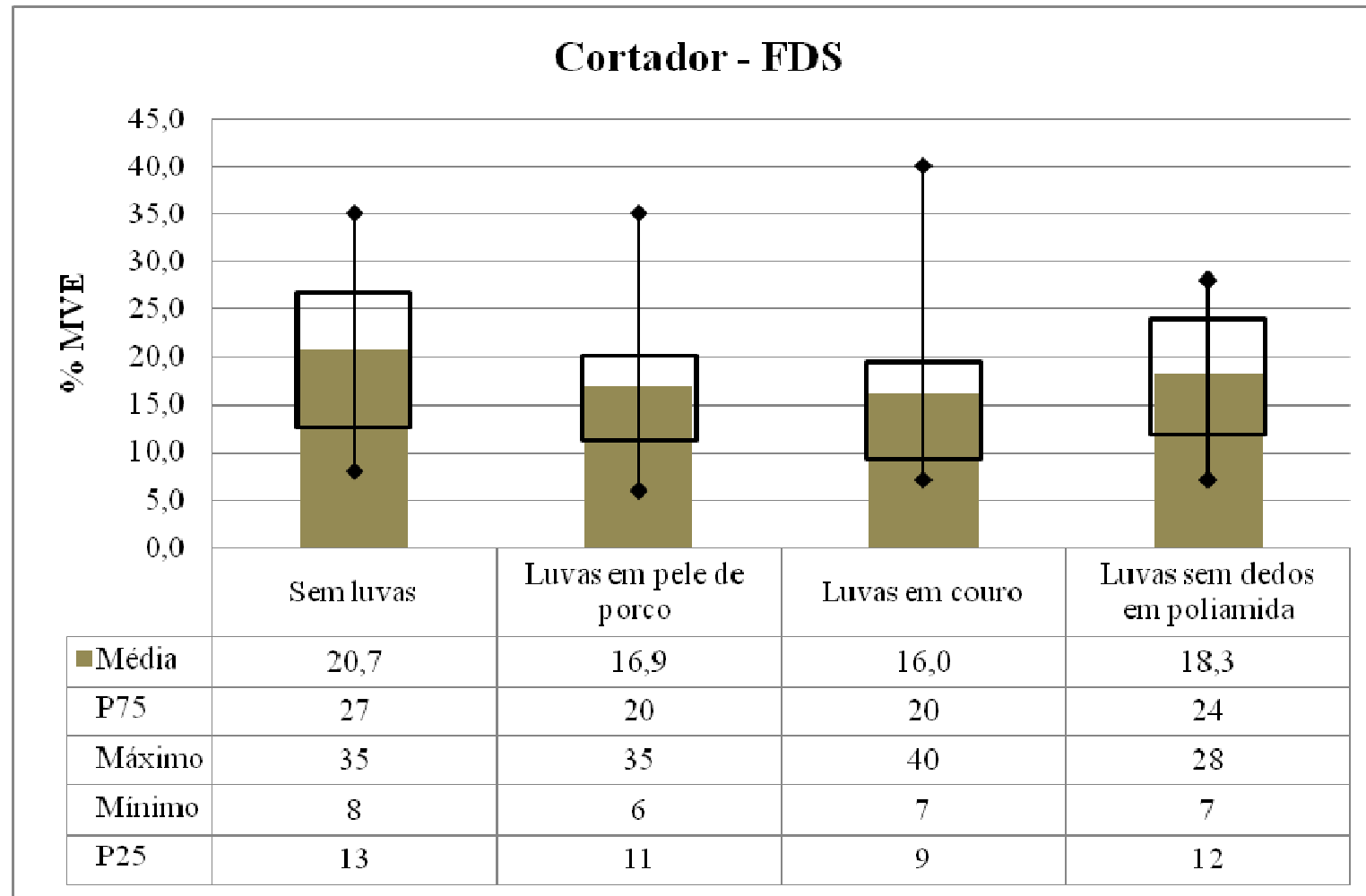


Figura I.2: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários simulados efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

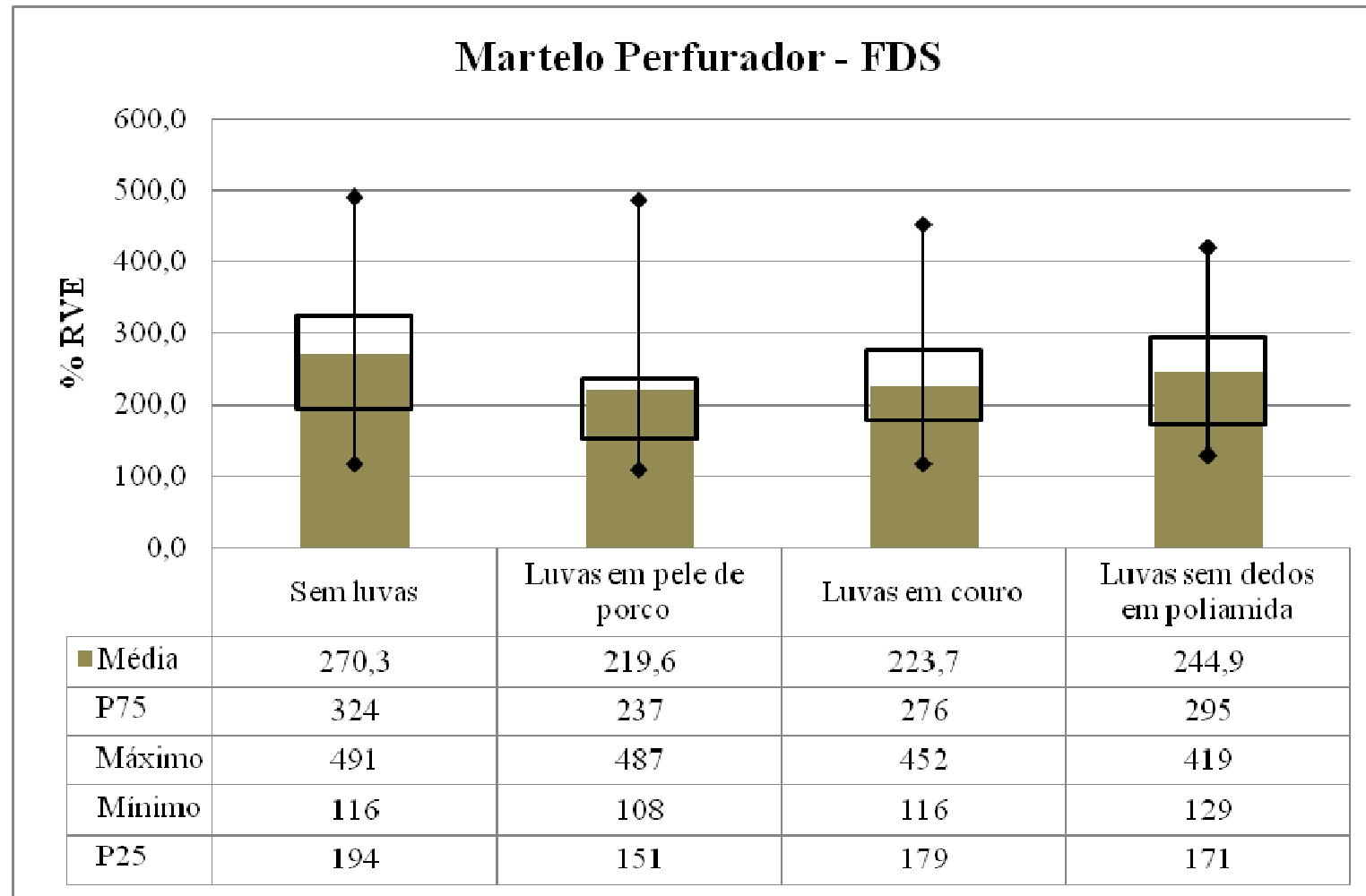


Figura I.3: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

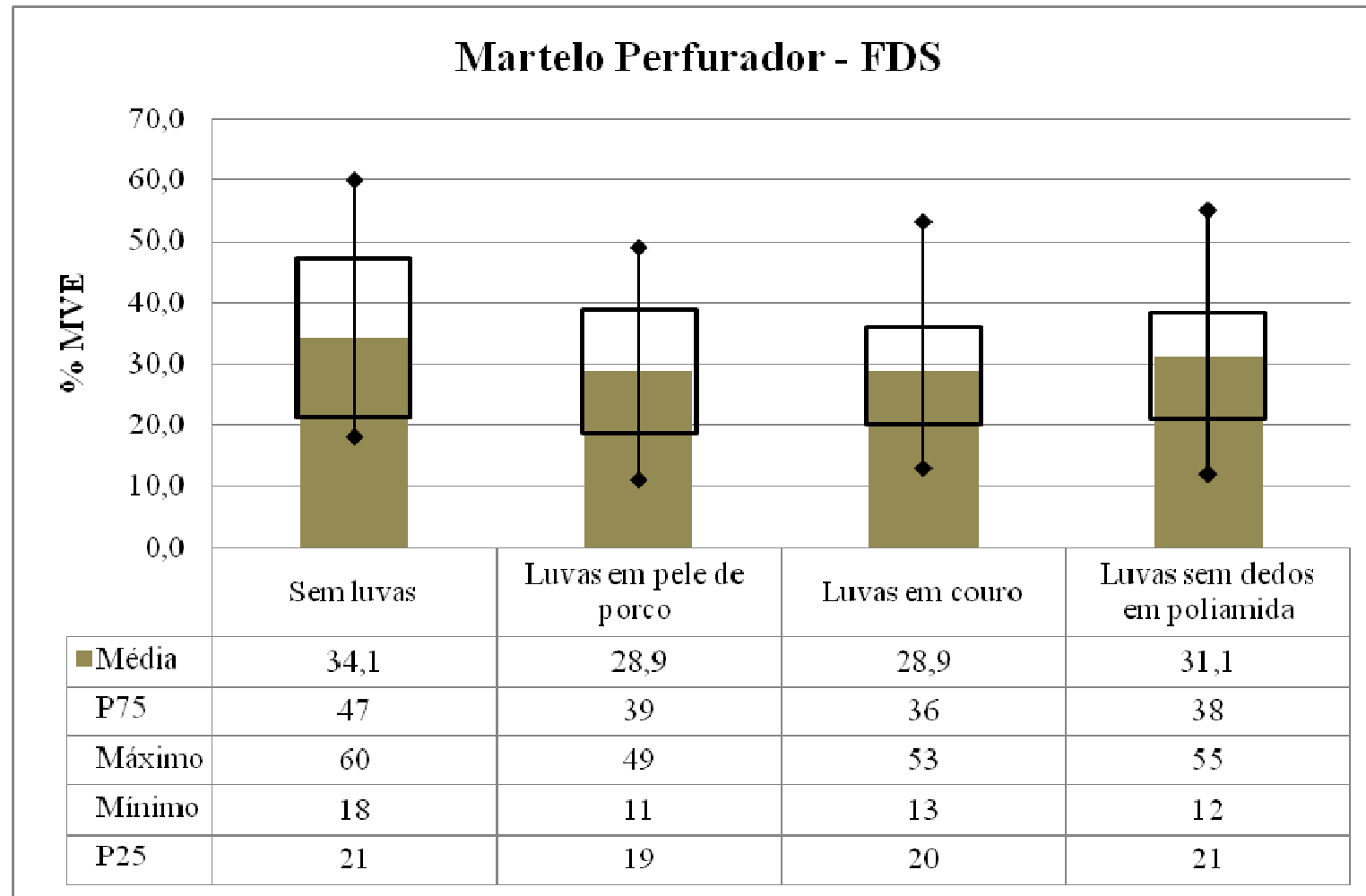


Figura I.4: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FDS, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

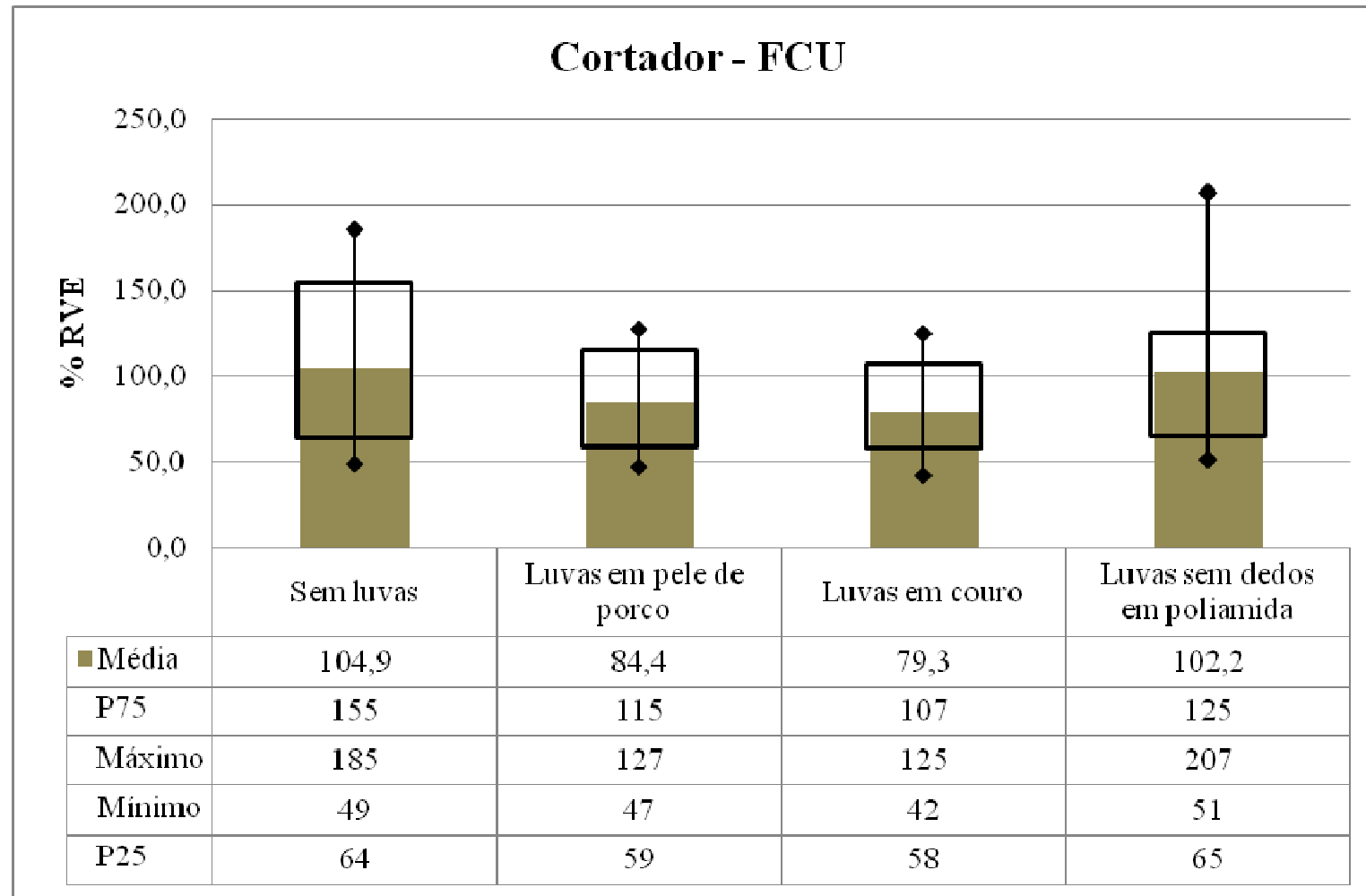


Figura I.5: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

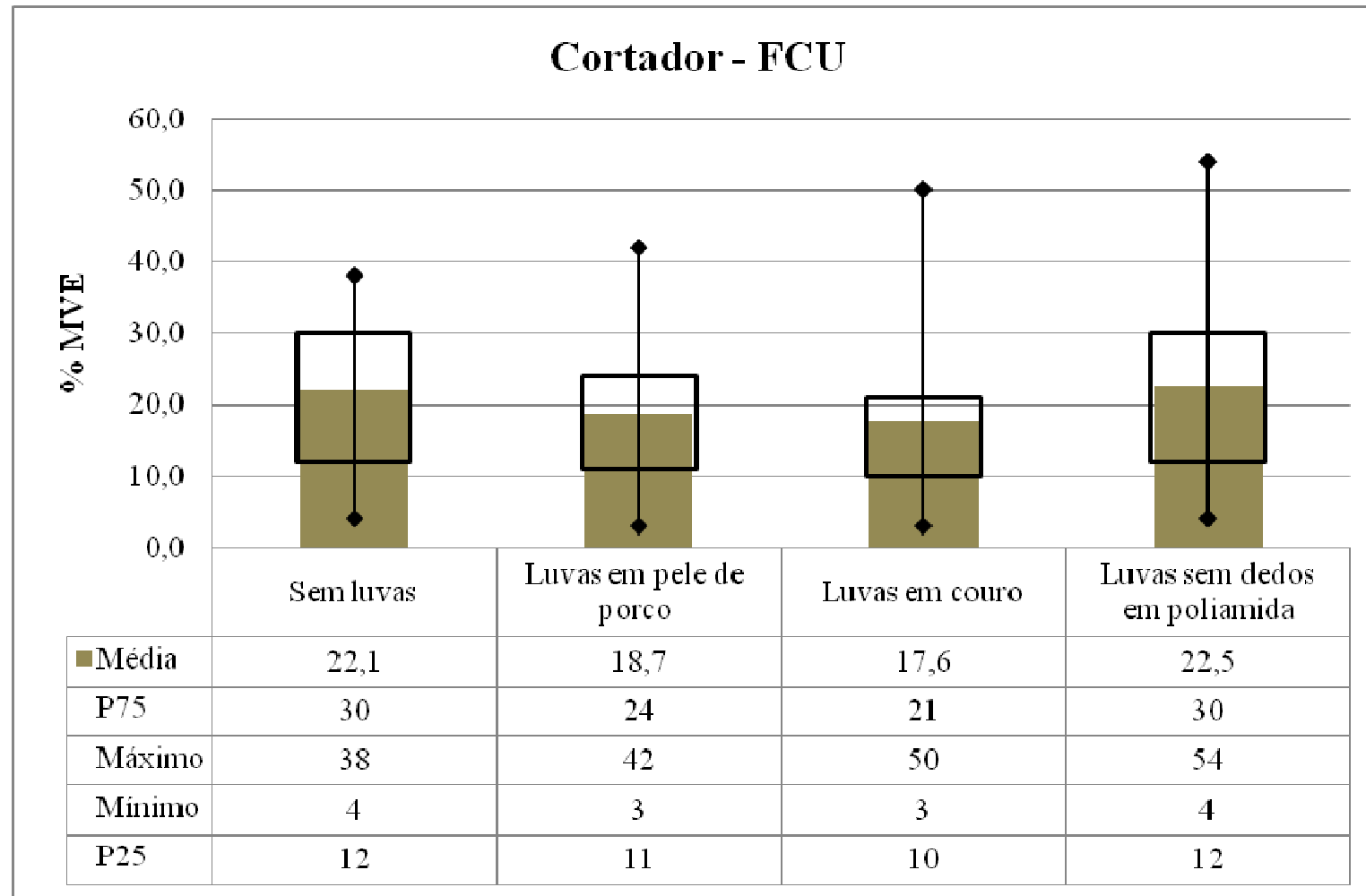


Figura I.6: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários simulados efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

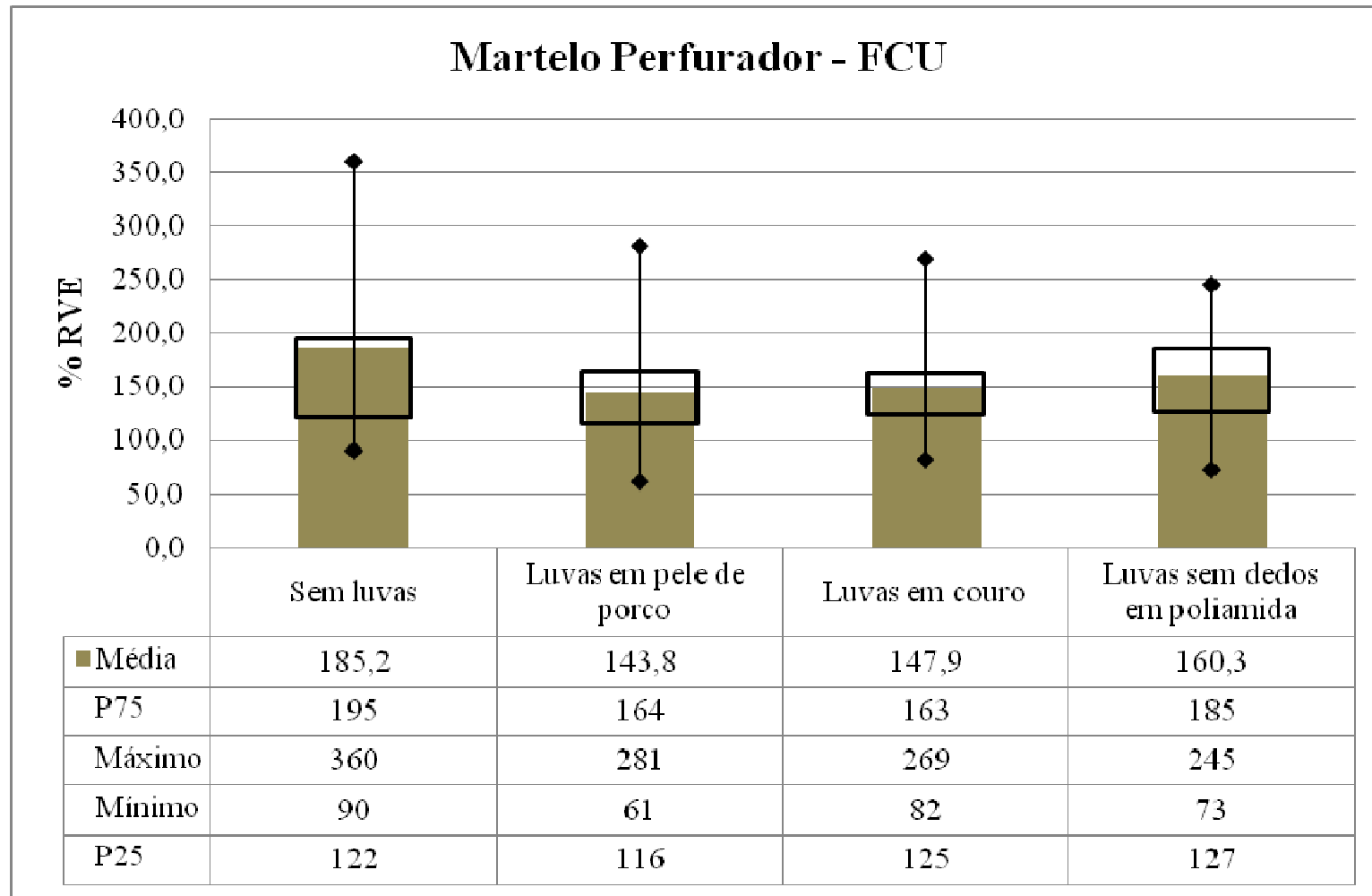


Figura I.7: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

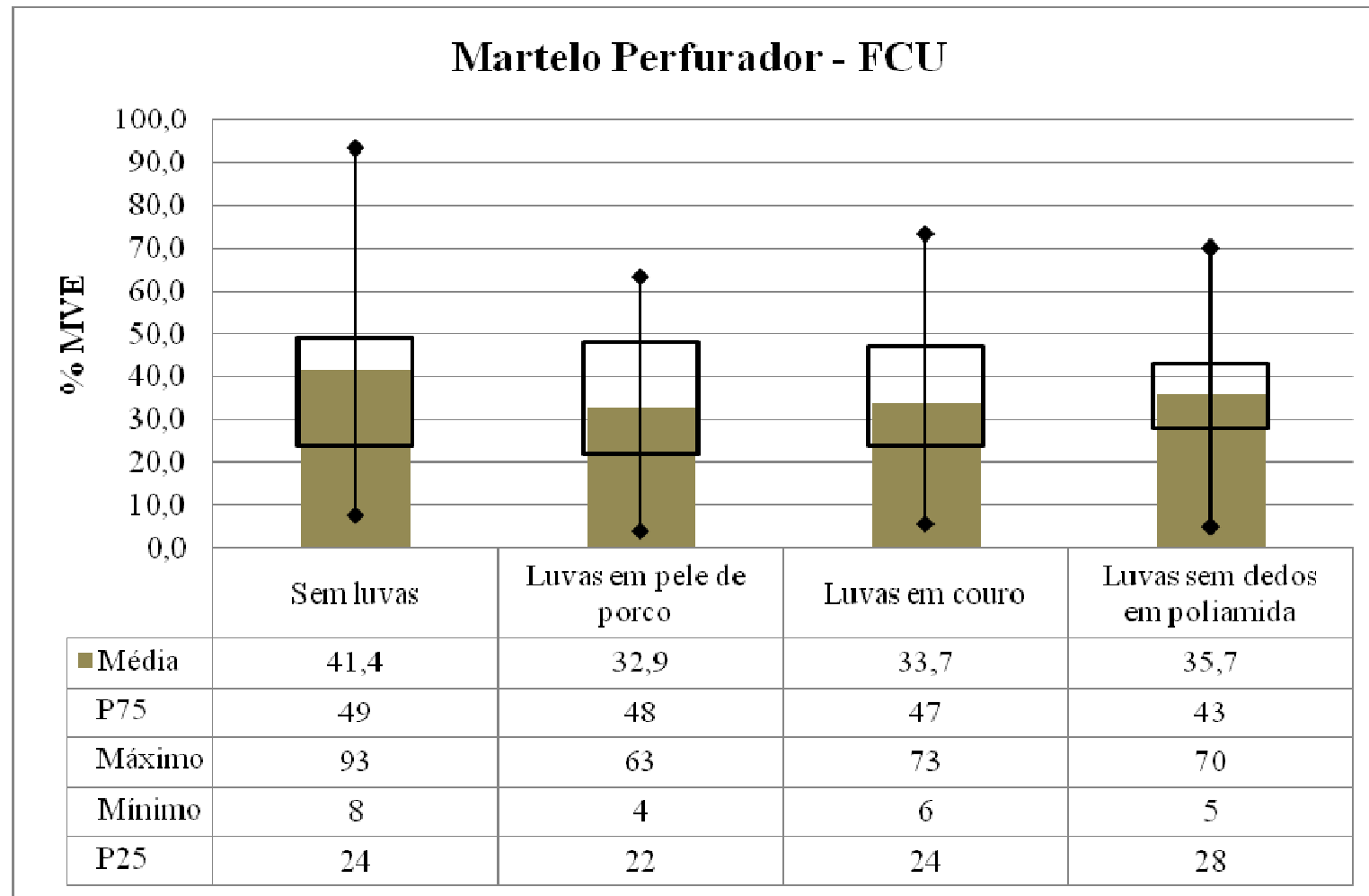


Figura I.8: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo FCU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)



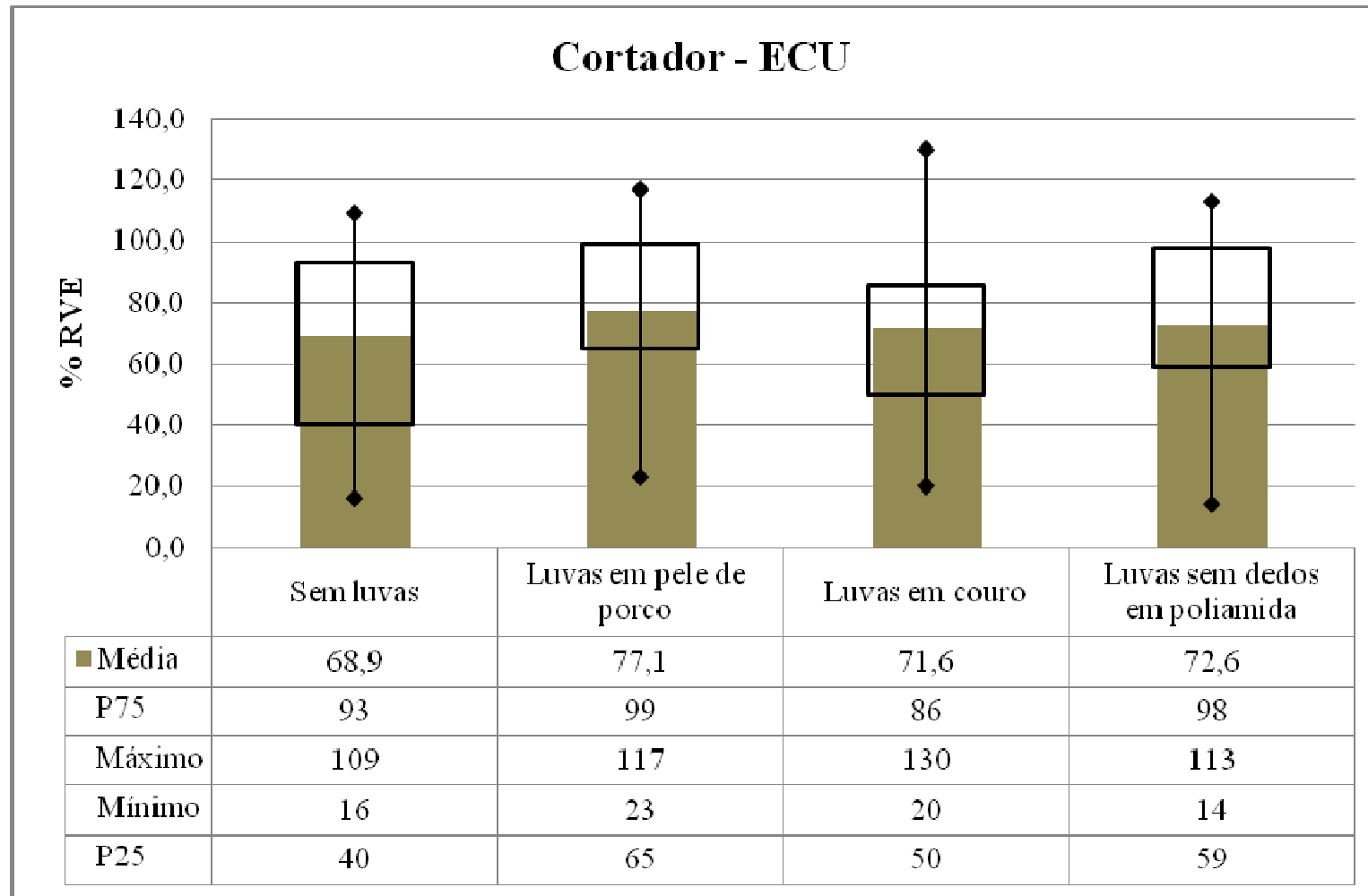


Figura I.9: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

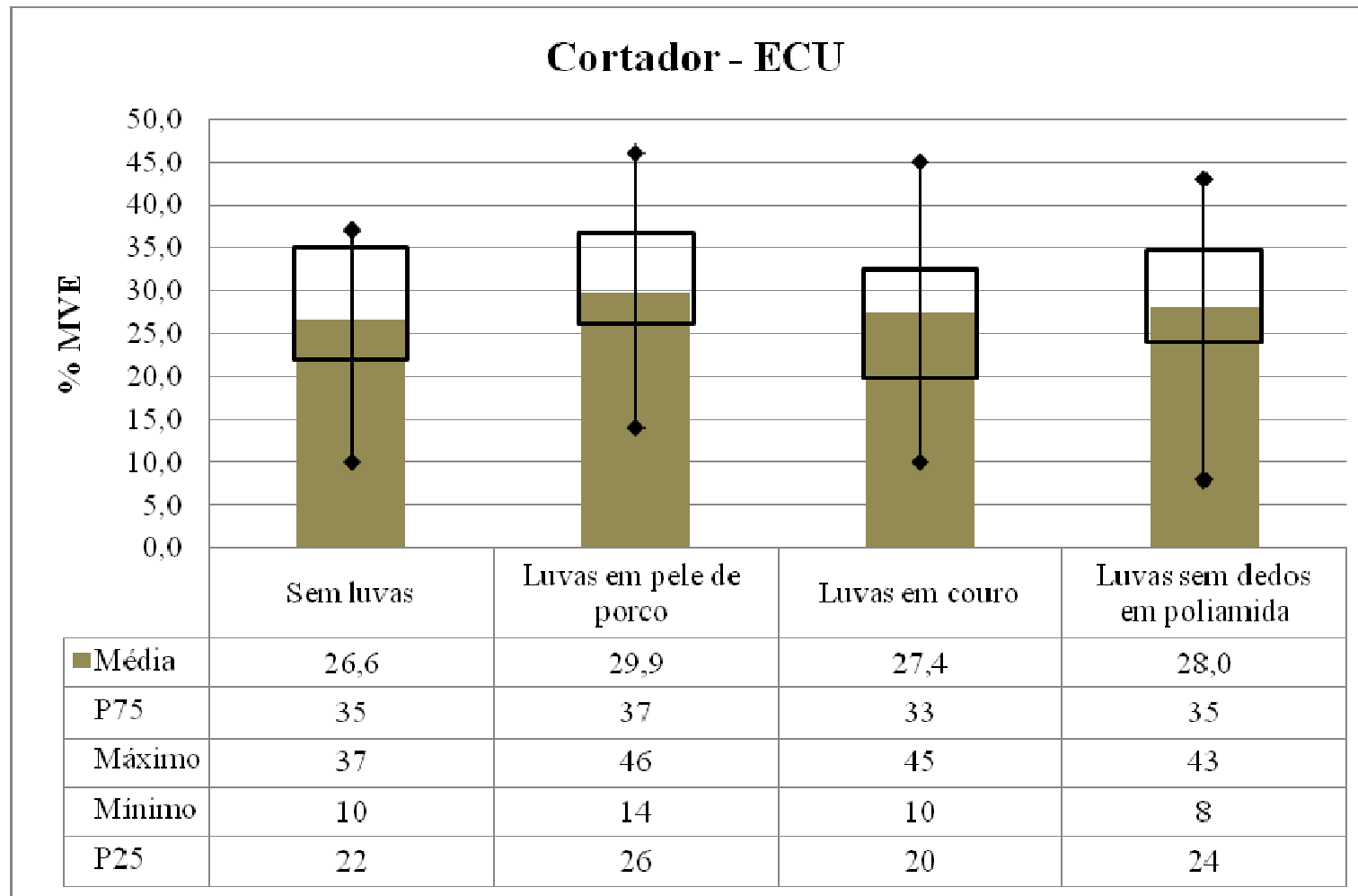


Figura I.10: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

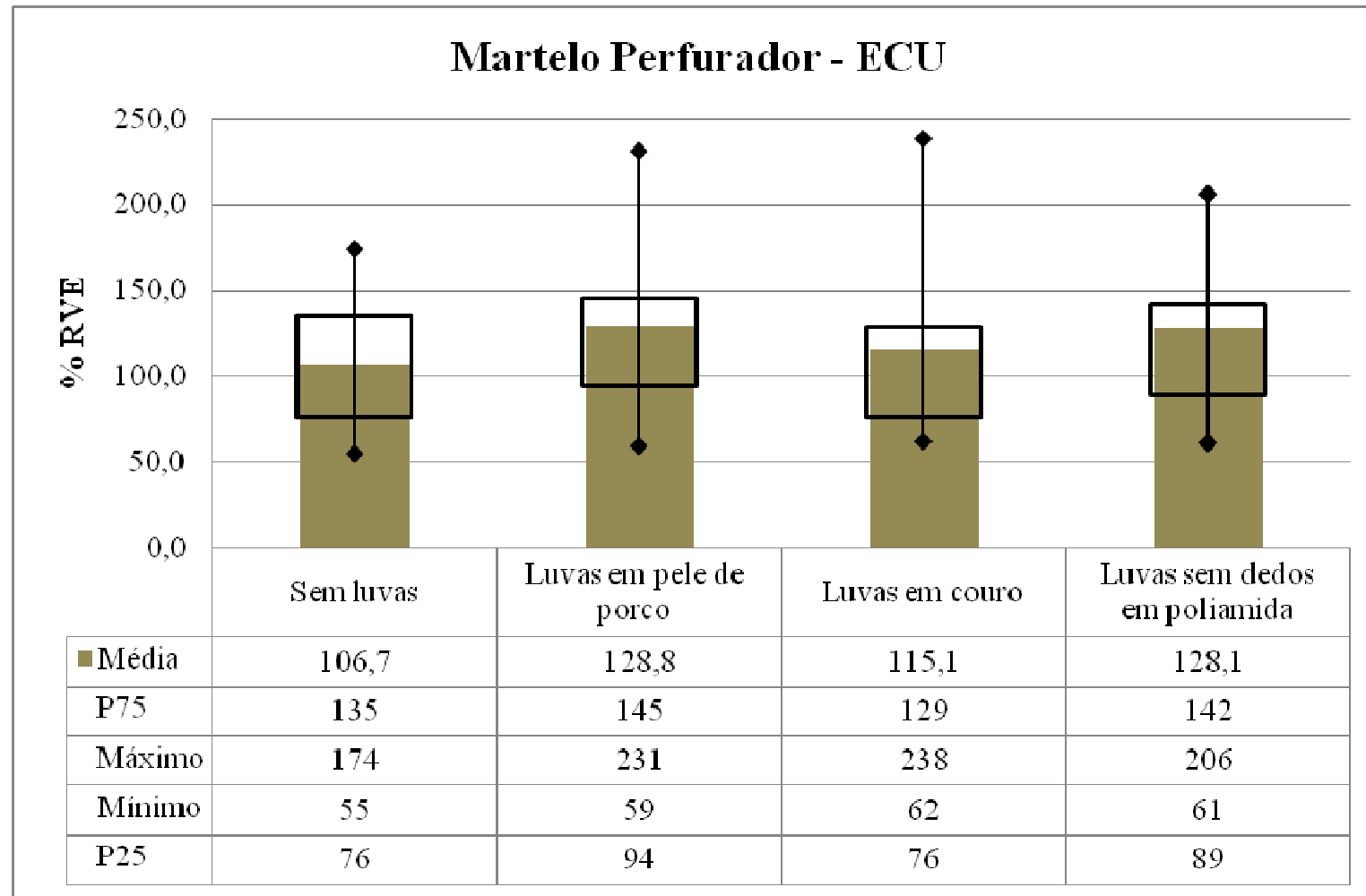


Figura I.11: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

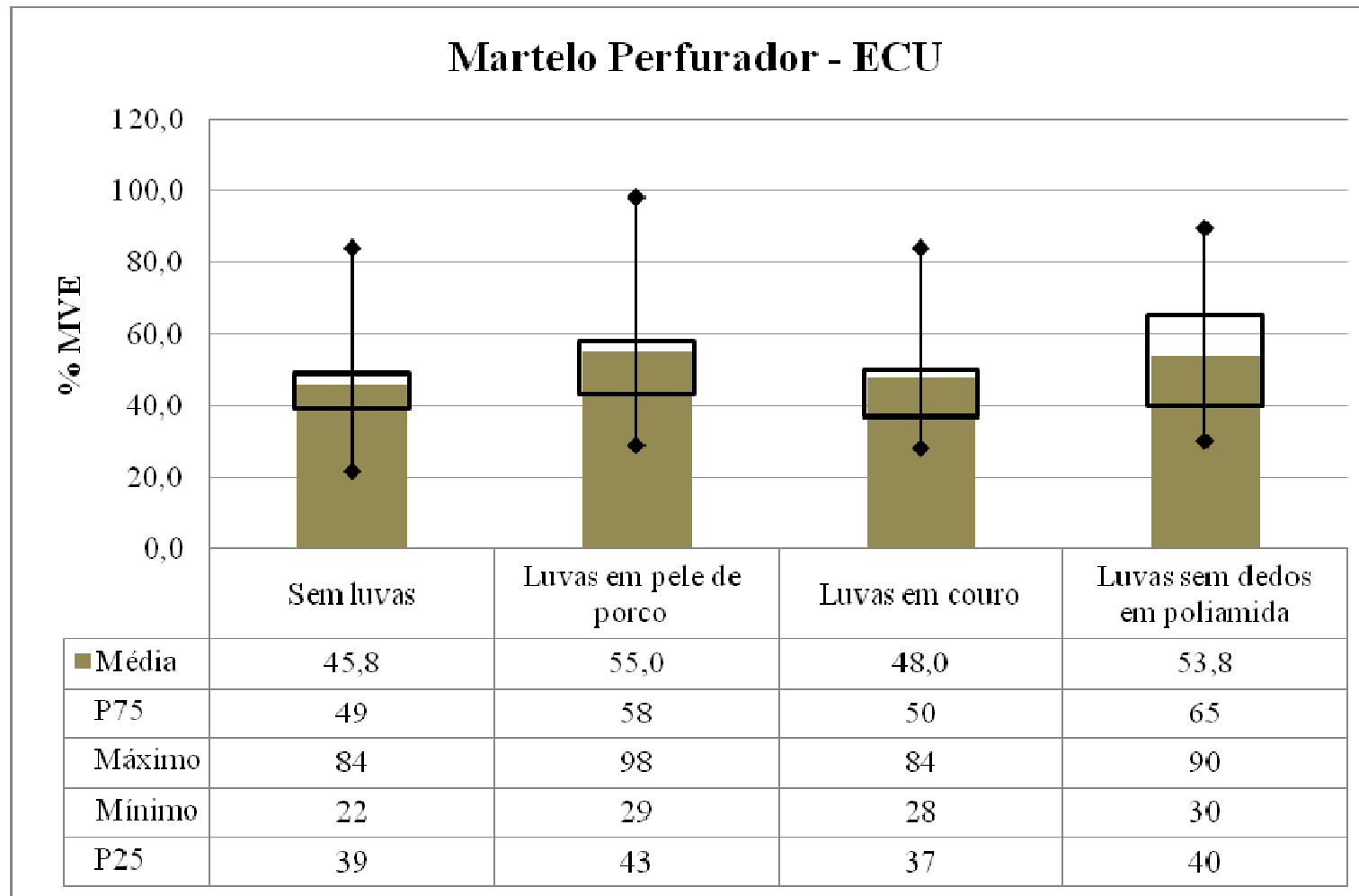


Figura I.12: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECU, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

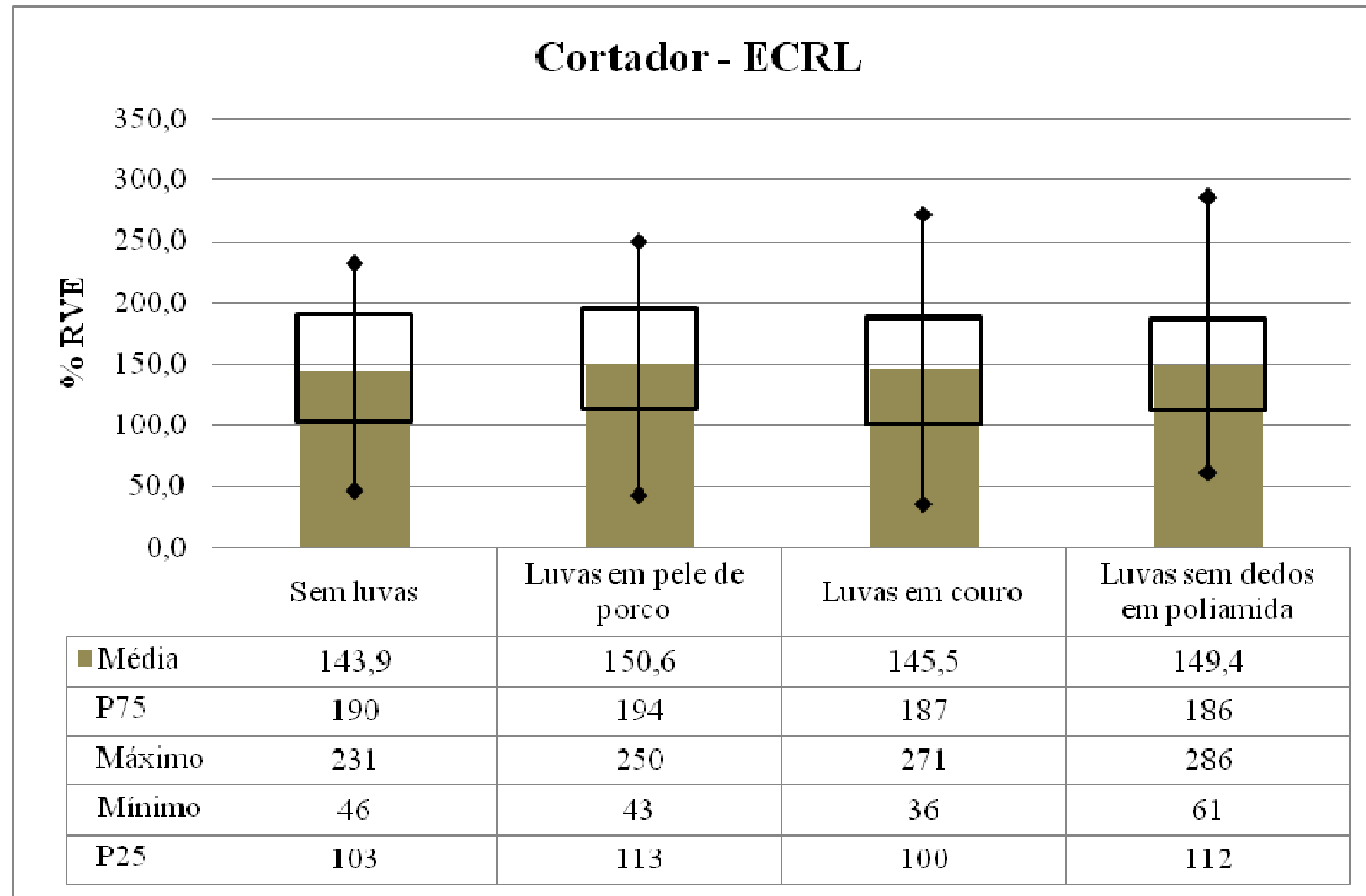


Figura I.13: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

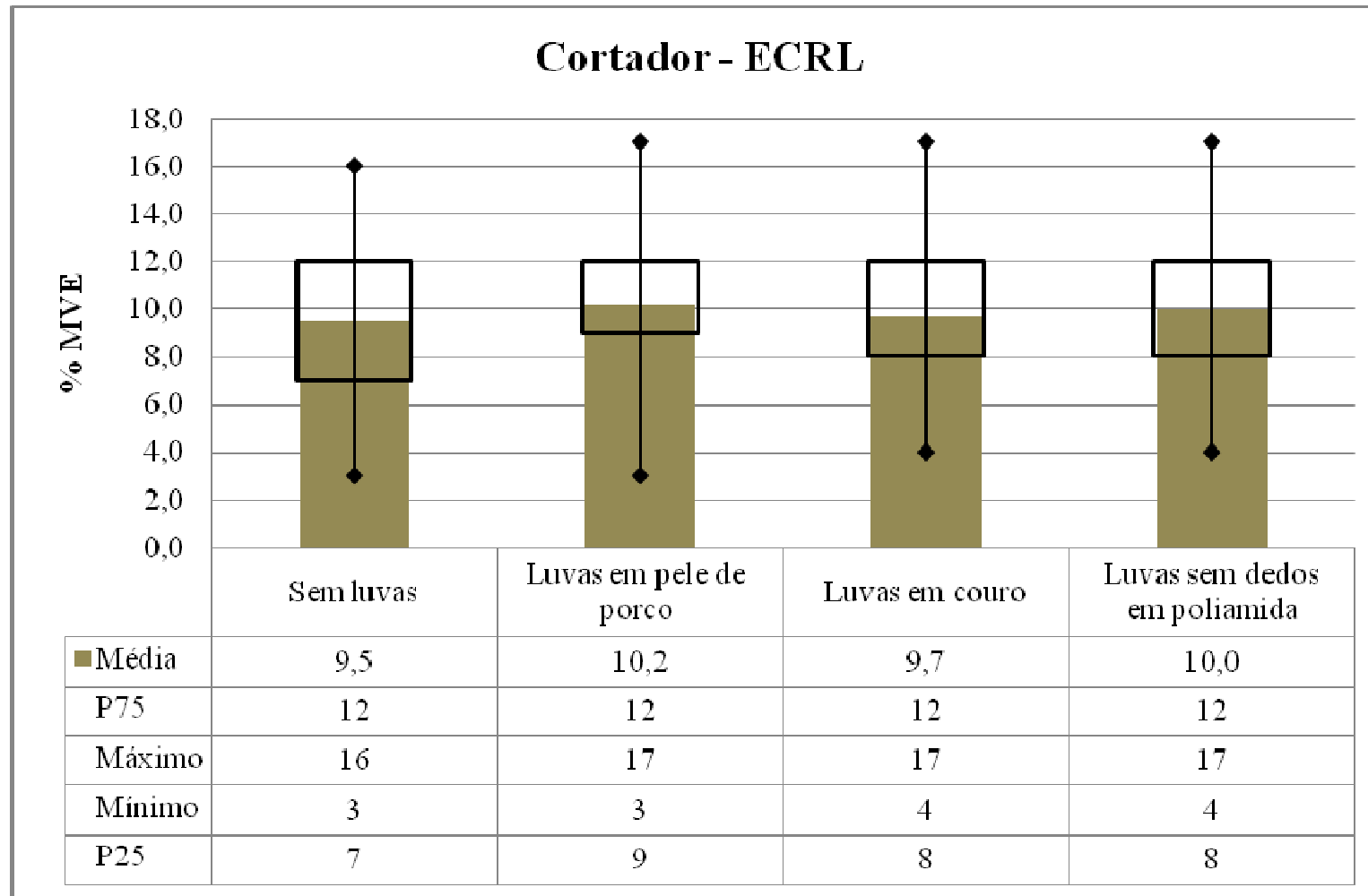


Figura I.14: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)

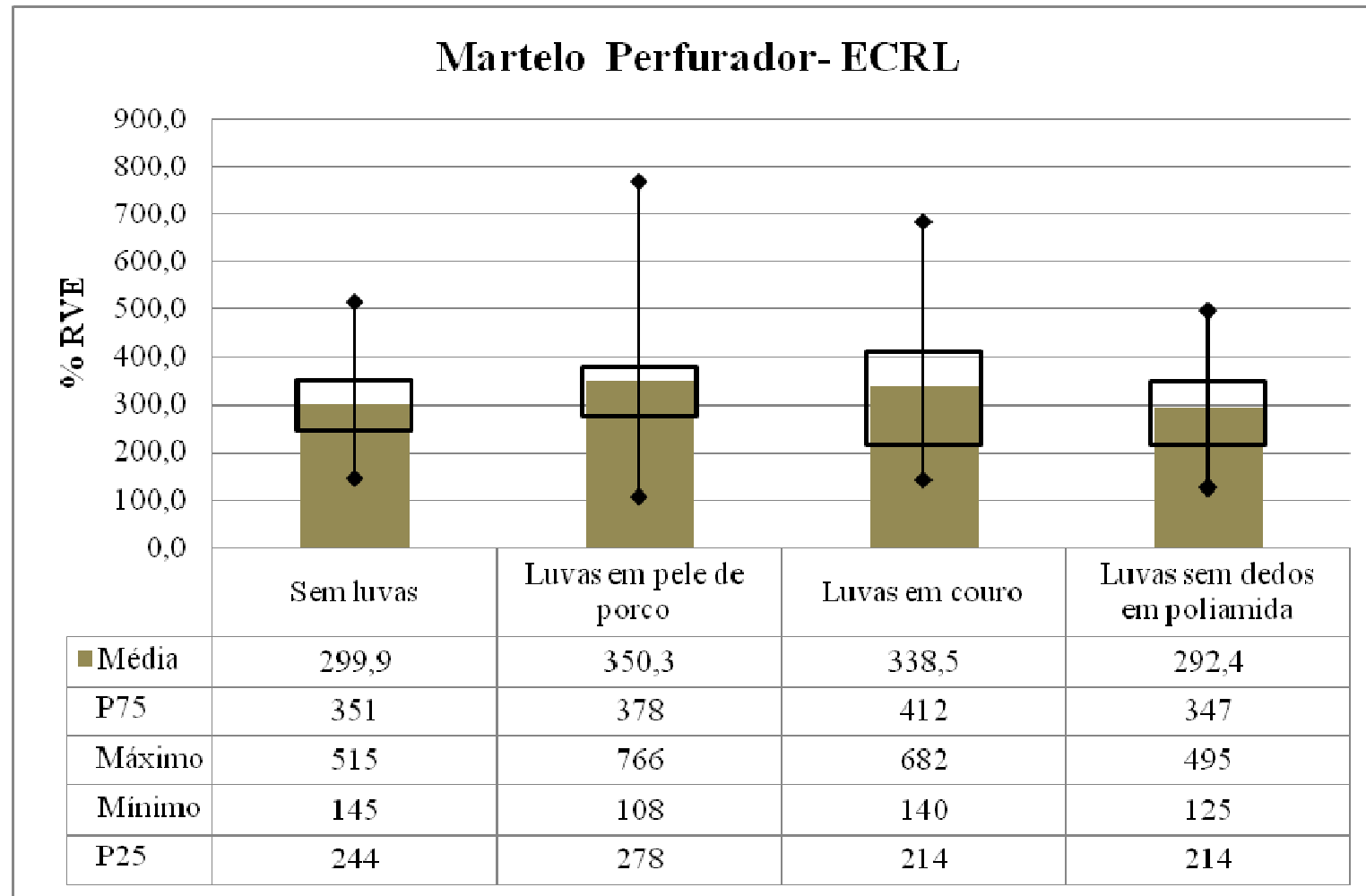


Figura I.15: Esforço médio realizado, em termos de % RVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)

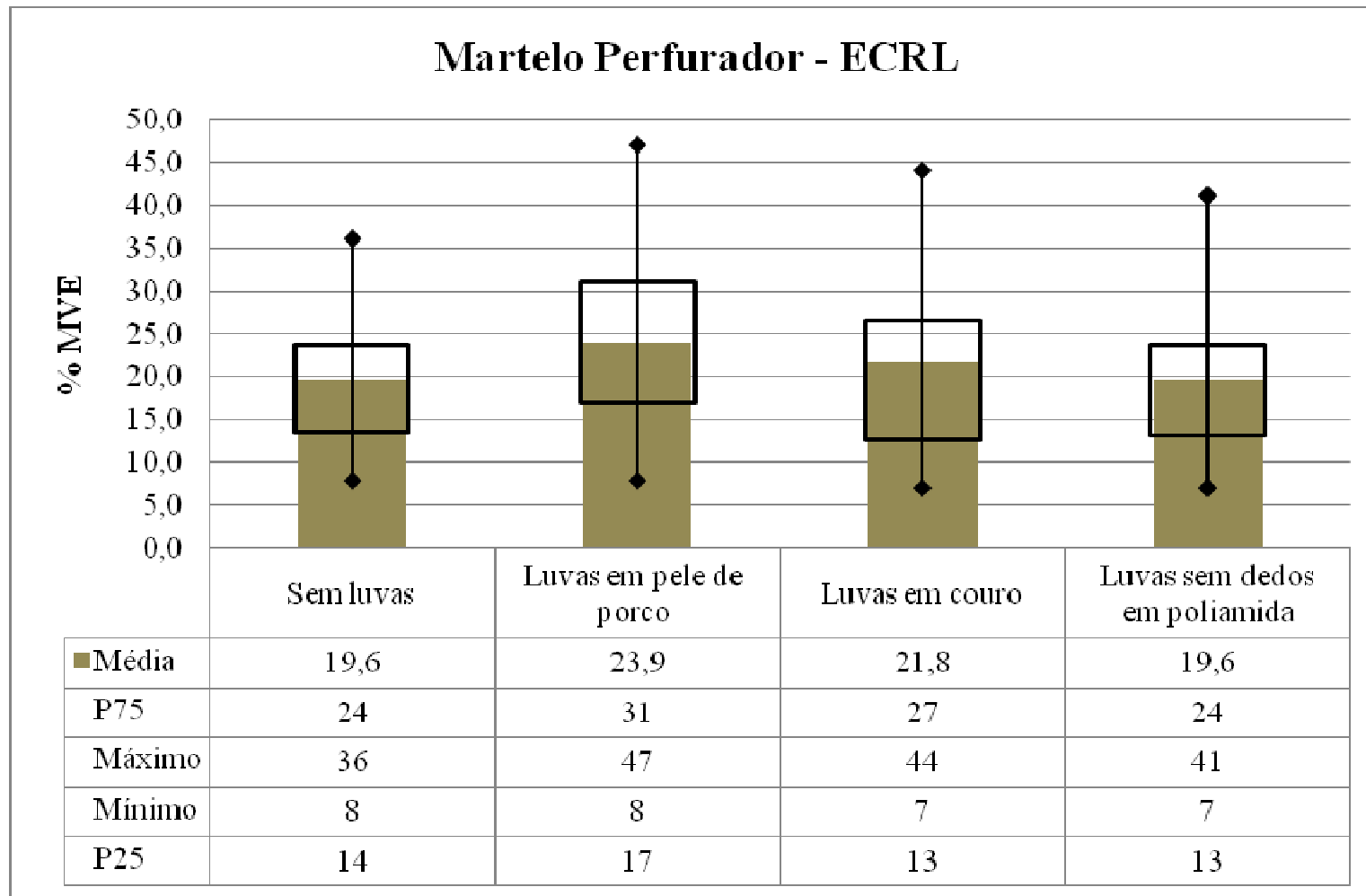
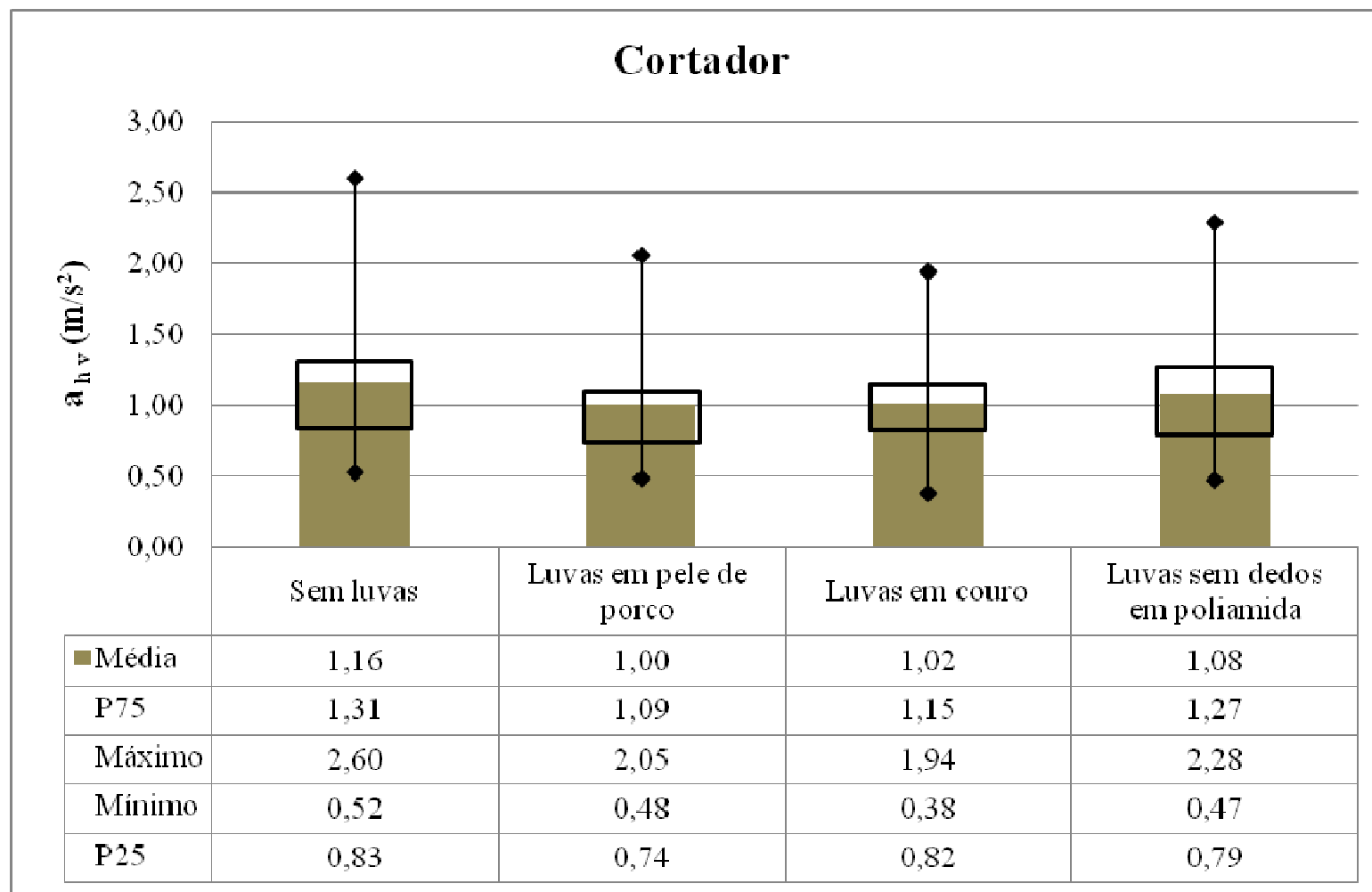


Figura I.16: Esforço médio realizado, em termos de % MVE (média, P75, máximo, mínimo e P25) pelo ECRL, em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)



**Anexo II: Comparação da vibração transmitida ao HAS dos operadores, para cada tarefa, em cada um dos quatro cenários efectuados**



**Figura II.1: Vibração transmitida ao HAS (média, P75, máximo, mínimo e P25), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o cortador (n=14)**

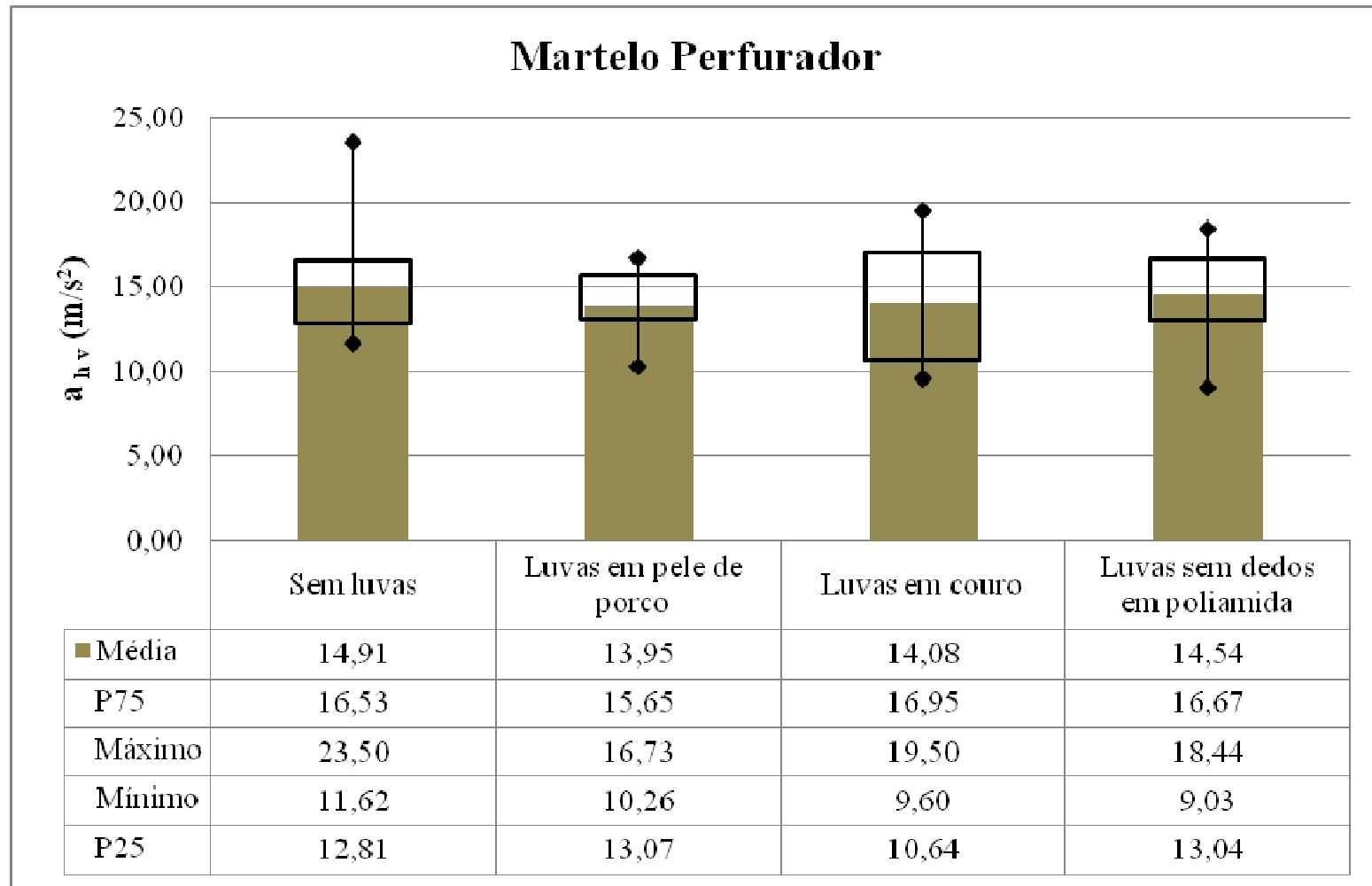


Figura II.2: Vibração transmitida ao HAS (média, P75, máximo, mínimo e P25), em cada um dos quatro cenários efectuados, quando se utiliza o martelo perfurador (n=14)